

# **Psychophysiologische Optimierung der akustischen Emissionen von Lebensmittel verarbeitenden Geräten**

Dissertation

zur Erlangung des akademischen Grades

**Doktoringenieur  
(Dr.-Ing.)**

vorgelegt der  
Fakultät für Maschinenbau der  
Technischen Universität Ilmenau

von Herrn

**M. Eng. Martin Fischer**

geboren am 18.11.1982 in Jena/Deutschland

---

## Zusammenfassung

Gegenstand der vorgelegten Dissertationsschrift ist die psychophysiologische Optimierung der akustischen Emissionen von Lebensmittel verarbeitenden Geräten. Hierzu wurden kleine, elektromotorisch angetriebene Geräte hinsichtlich der Geräuscentstehung, -übertragung und -abstrahlung untersucht. Darauf aufbauend wurden experimentell Geräuschmodifikationen realisiert und geprüft. In Folge der Geräuschmodifikationen konnten Pegelmodifikationen umgesetzt und neue Geräuschvarianten generiert werden. Neben den Pegelmodifikationen wurden auch die psychoakustischen Parameter beeinflusst. Durch gezielte Geräuschmodifikationen ließen sich „schärfere“ und „leisere“ Geräuschvarianten generieren.

Das Ausgangsgeräusch und zwei modifizierte Geräusche wurden für Folgeuntersuchungen ausgewählt. Eine Geräuschmatrix wurde erstellt. Während einer Beschallung von Versuchspersonen mit der Geräuschmatrix wurde die psychophysiologische Beanspruchung anhand von Spontan-EEG- und EKG-Messungen untersucht. Im Anschluss erfolgte eine objektive Analyse der aufgezeichneten Daten. Im Mittelpunkt der Untersuchungen stand der Einfluss auf das Aktivationsniveau und auf die Vigilanz.

Mittels Spontan-EEG-Untersuchungen wurden dominante Leistungsdichten am parietalen Cortex ermittelt. Mit zunehmender Versuchsdauer näherte sich die Leistungsdichteverteilung einem konstanten Niveau an. In Folge der Beschallung waren die Leistungsdichteverteilungen unterschiedlich ausgeprägt. Mit einer zunehmend „leiseren“ Geräuschvariante wurde eine signifikante Annäherung der Leistungsdichteverteilung an einen entspannten Wachzustand ermittelt. Die Analyse der Leistungsdichteverteilung wurde damit als eine objektive Methode zur Überprüfung von Maßnahmen zur Geräuschoptimierung belegt.

Anhand der EKG-Messungen wurde ein signifikanter Anstieg der Herzfrequenz während der Geräuschmatrix festgestellt. Eine psychophysiologische Beanspruchung in Folge der Geräuschbeanspruchung wurde nachgewiesen. Signifikante Unterschiede hinsichtlich der Geräuschqualität ließen sich nicht ableiten.

Im Anschluss an die Beschallung erfolgte eine Befragung der Versuchspersonen, um die subjektive Wahrnehmung zu ermitteln. Die Ergebnisse der Befragung korrelierten mit den Ergebnissen der objektiv analysierten Spontan-EEG-Untersuchungen. Damit konnten Handlungsempfehlungen für die Optimierung der untersuchten Geräte abgeleitet werden.

---

## Summary

This dissertation deals with psycho-physiological optimizations of acoustic emission of food processing devices. For this purpose, source, transmission, and emission of noise of small electromotor-powered devices were carefully studied. Experimental noise modifications were developed and measured. Following the noise modification, measures were transcribed and new noise variations were generated. Apart from sound power modifications, psychoacoustic parameters were also modified. Psychoacoustic parameters were analyzed and taken into consideration in order to determine the noise variation of “sharper” and “quieter”.

The device’s noise in its initial condition and two modified noise variations were selected for further research on experimental subjects. A noise matrix was created. During sounds exposure on experimental subjects, the psycho-physiological stress was recorded by spontaneous EEG and EKG measurement. Following this, an objective analysis of the measured values was conducted. During the study, the influences of noise variations on activation level and on vigilance were observed.

In the spontaneous EEG study, the highest point of power density distribution on parietal Cortex was determined. As experimental time progressed, the dominant power densities and their frequencies on parietal Cortex approached a constant activation level. On the contrary, power density distributions on Cortex cerebri following the sound exposure were marked with clear differences. With progression of “quieter” noise variations, the power density distributions significantly approach those of a relaxed condition. Hence, the power density distribution appeared as a possibility to examine noise optimization measures.

By means of EKG measure, a significant increase of heartbeat during sound exposure with the three noise variations was observed and scientifically examined. However, significant differences in relation to noise qualities could not be stated.

In the last stage of the experiment, questionnaire was administered to the experimental subjects. In addition, subjective perceptions of the three noise variations were obtained. The results of the questionnaires correlate with the results of the objective investigation through spontaneous EEG measurement. In conclusion, this dissertation provides recommendation on how optimization measures could be conducted for examined devices.

---

## Danksagung

An dieser Stelle möchte ich mich bei all jenen bedanken, die mich bei der Anfertigung meiner Dissertation unterstützt haben.

Beginnen möchte ich mit Herrn Prof. Dr.-Ing. Bruno M. Spessert, welcher mich bereits seit meinem Masterstudium exzellent unterstützte und dies bis zum Ende meiner Dissertation intensiv fortführte. Erst durch ihn und seinen Mitarbeiter Herrn Dipl.-Phys. Bernhard Kühn habe ich mein Interesse zur Akustik entdeckt und ausbauen können. Zusätzlich stand bei Beiden jederzeit die Tür offen für meine Fragen, Anregungen und Probleme.

Ein ebenfalls ganz großer Dank geht an Frau Dr. rer. nat. Edeltraut Emmerich vom Institut für Physiologie I des Universitätsklinikums Jena. Durch die Bereitstellung der Versuchslabore und durch Ihre Unterstützung konnte ein wesentlicher Teil dieser Dissertation in die Realität umgesetzt werden. Weiterhin habe ich es Frau Dr. rer. nat. Edeltraut Emmerich zu verdanken, dass mit Herrn Univ.-Prof. Dipl.-Ing. Dr. med. (habil.) Hartmut Witte von der Fakultät Maschinenbau der Technischen Universität Ilmenau mein Doktorvater und mit Prof. Dr. med. habil. Frank Richter vom Institut für Physiologie I des Universitätsklinikums Jena ein weiterer kompetenter Betreuer gewonnen wurde.

Herrn Univ.-Prof. Dipl.-Ing. Dr. med. (habil.) Hartmut Witte möchte ich sehr danken, dass er diese Dissertation als Doktorvater betreut hat und dass ich gleichzeitig auf seine Infrastruktur an der Technischen Universität Ilmenau zurückgreifen konnte. Ebenso möchte ich mich ganz herzlich bei Herrn Prof. Dr. med. habil. Frank Richter bedanken, dass er mich mit seinen Anregungen maßgeblich bei der Dissertation unterstützt hat.

Ebenfalls möchte ich mich an dieser Stelle bei allen (hörgesunden und nicht hörgesunden) Versuchspersonen bedanken, welche an dem Experiment teilgenommen haben. Ein Dank geht auch an alle nicht namentlich genannten Kollegen und an eine Reihe von Freunden, welche mich während der Dissertation fachlich, beruflich und menschlich unterstützt haben. Zu erwähnen sind insbesondere Elisabeth, Deniz und Sebastian.

Zum Schluss geht ein besonderer Dank natürlich an meine Eltern, an meine Schwester und an meine Freundin, welche mich durch Ihren Beistand und Ihre Unterstützung maßgeblich während der gesamten Dissertation unterstützt und meine Motivation mit Leichtigkeit aufrecht erhalten haben.

---

# Inhaltsverzeichnis

Zusammenfassung.....	II
Summary.....	III
Danksagung.....	IV
Abkürzungs- und Formelverzeichnis.....	VIII
1. Einführung.....	1
1.1 Einleitung.....	1
1.2 Zielstellung .....	3
2. Propädeutik .....	4
2.1 Technische Akustik.....	4
2.2 Maschinenakustik .....	5
2.3 Psychoakustik.....	6
2.4 Anatomie und Physiologie des auditiven Systems .....	9
2.4.1 Peripheres auditives System .....	9
2.4.2 Zentrales auditives System.....	13
2.5 Einfluss akustischer Stimuli auf den Menschen .....	15
2.5.1 Auswirkung.....	15
2.5.2 Untersuchungsmethoden.....	16
3. Stand der Wissenschaft und Technik.....	21
3.1 Geräuschoptimierung .....	21
3.1.1 Konstruktive Maßnahmen .....	21
3.1.2 Verbesserung der Geräuschqualität .....	22
3.1.3 Reduktion der Geräuschbeanspruchung.....	24
3.2 Untersuchungsmethoden.....	24
3.2.1 Blutdruckmonitoring .....	25
3.2.2 EDA-Messungen .....	25
3.2.3 EKG-Messungen .....	26
3.2.4 Spontan-EEG-Messungen .....	27
4. Hypothese .....	28
5. Methodik.....	29
5.1 Vorgehensweise .....	29
5.2 Anforderungen.....	29

5.2.1 Geräuschquelle .....	29
5.2.2 Geräuschmatrix .....	30
5.2.3 Versuchspersonen.....	30
5.2.4 Untersuchung der Geräuschbeanspruchung .....	30
5.2.5 Subjektive Geräuschwahrnehmung .....	31
5.2.6 Fehlerbetrachtung .....	31
5.3 Auswahl und Durchführung.....	31
5.3.1 Geräuschquelle .....	31
5.3.2 Geräuschmatrix .....	47
5.3.3 Versuchspersonen.....	48
5.3.4 Untersuchung der Geräuschbeanspruchung .....	49
5.3.5 Subjektive Geräuschwahrnehmung .....	57
6. Qualifikation der Versuchspersonen .....	59
6.1.1 Tonaudiometrie.....	59
6.1.2 Fragebogen .....	59
7. Ergebnisse .....	61
7.1 Geräuschquellen .....	61
7.1.1 Geräuschanregung.....	61
7.1.2 Geräuschreduktion .....	71
7.1.3 Geräte- bzw. Geräuschvarianten .....	76
7.2 Psychoakustik.....	78
7.3 Geräuschmatrix .....	80
7.4 Spontan-EEG-Untersuchung .....	81
7.4.1 Ruhephasen .....	81
7.4.2 Geräuschvarianten .....	88
7.5 EKG-Untersuchung.....	104
7.5.1 Ruhephasen .....	105
7.5.2 Geräuschvarianten .....	105
7.6 Subjektive Geräuschwahrnehmung .....	106
7.7 Zusammenfassung .....	107
8. Diskussion.....	112
8.1 Geräuschanregung und -modifikation .....	112
8.1.1 Methoden .....	112

## Inhaltsverzeichnis

---

8.1.2 Ergebnisse .....	112
8.2 Psychoakustik.....	116
8.2.1 Methoden .....	116
8.2.2 Ergebnisse .....	117
8.3 Geräuschmatrix .....	117
8.4 Auswahl der Versuchspersonen .....	118
8.5 Spontan-EEG-Untersuchung .....	119
8.5.1 Methoden .....	119
8.5.2 Ergebnisse .....	120
8.6 EKG-Untersuchung.....	122
8.6.1 Methoden .....	122
8.6.2 Ergebnisse .....	122
8.7 Subjektive Geräuschwahrnehmung .....	124
8.8 Limitationen .....	125
9. Schlussfolgerung und Ausblick .....	126
Literaturverzeichnis .....	128
Abbildungsverzeichnis.....	141
Tabellenverzeichnis.....	146
Anhang.....	147

---

# Abkürzungs- und Formelverzeichnis

## Abkürzungen

BMD	Bedämpfung des Messbehälters und des Deckels
BS	Bedämpfung des Ständers
B&K	Brüel & Kjær GmbH
C	Central
Cz	Vertex
DZ	Drehzahl
EB	Entkopplung der Bodenpartie zum Untergrund
EDA	Elektrodermale Aktivität
EEG	Elektroenzephalographie
EKG	Elektrokardiographie
F	Frontal
FFT	Fast-Fourier-Transformation
Fp	Frontopolar
FS	Füllstand
F3	Frontal 3 (Elektrodenposition)
K	Kupplungskombination
KMD	Kapselung des Messbehälters und des Deckels
KS	Kapselung des Ständers
M.	<i>Musculus</i>
OK	obere Kupplungskomponente
P	Parietal
Pz	Central-Parietal (Elektrodenposition)
REF	Referenzelektrode auf Mastoid
T	Temporal
UK	untere Kupplungskomponente
VEOG	vertikale Elektrookulographie
WAVE	Waveform Audio File Format
z	Verbindung zw. Nasion und Inion (zentral)

## Formelzeichen

$A$	äquivalente Schallabsorptionsfläche des schallarmen Halbraumes in $\text{m}^2$
$a$	halbe Breite der Hüllfläche in m
$b$	halbe Tiefe der Hüllfläche in m
$c$	Höhe der Hüllfläche in m
$d$	Messabstand zwischen Bezugskörper und Hüllfläche in m
$e$	Exzentrizität der Unwuchtmasse in mm
$e_K$	statische Exzentrizität einer Kupplungskomponente in mm



## Abkürzungs- und Formelverzeichnis

---

$F$	Kraft in N
$F_U$	Unwuchtkraft in N
$G_i$	Geräuschanteil einer Baugruppe in Bezug zum Schallleistungspegel in %
$K_E$	Eckenkorrektur in dB
$K_1$	Fremdgeräuschkorrektur in dB
$K_2$	Umgebungs-korrektur in dB
$\overline{L_{pA}}$	A-bewerteter Schalldruckpegel am Benutzerohr in dB(A)
$\overline{L'_{pA}}$	über die Hüllfläche gemittelter und A-bewerteter Schalldruckpegel in dB(A)
$\overline{L''_{pA}}$	über die Hüllfläche gemittelter und A-bewerteter Fremdgeräuschpegel in dB(A)
$L'_{pAi}$	gemessener und A-bewerteter Schalldruckpegel in dB(A)
$L_S$	Flächenpegel in dB
$L_{WA}$	A-bewerteter Schallleistungspegel in dB(A)
$L_{W Ai}$	A-bewerteter Schallleistungspegel einer Baugruppe in dB(A)
$l_L$	Abstand zwischen Loslager und Kupplungskomponente in mm
$l_{LK}$	Abstand zwischen beiden Lagern in mm
$l_1$	Breite des Bezugskörpers in m
$l_2$	Tiefe des Bezugskörpers in m
$l_3$	Höhe des Bezugskörpers in m
$\Delta L$	Pegeldifferenz zwischen Fremdgeräusch und Gerätegeräusch in dB
$M$	Moment in Nm
$m$	Unwuchtmasse in g
$N$	Anzahl der Messungen
$n$	Anzahl der Versuchspersonen
$S$	Hüllfläche in m <sup>2</sup>
$S_0$	Bezugshüllfläche (1 m <sup>2</sup> )
$T$	Nachhallzeit für Frequenzbänder in s
$V$	Volumen des Prüfraumes in m <sup>3</sup>
$\omega$	Winkelgeschwindigkeit in rad/s

---

# 1. Einführung

## 1.1 Einleitung

„Lärm sind unerwünschte, störende und belastigende Geräusche, die das körperliche, seelische und soziale Wohlbefinden einer betroffenen Person negativ beeinflussen können.“  
(Guski, 1987)

Mit steigender Lebensqualität hat die Lärmbelastung in der Gesellschaft an Bedeutung gewonnen. Dabei nimmt die Lärmbelastung im Alltagsleben einerseits zu und wird andererseits immer weniger akzeptiert.

Eine steigende Lärmbelastung durch zu hohe und/oder zu lange Lärmeinwirkung kann zu Belästigungen, Gehörschäden, Schlafstörungen und selbst zu Herz-Kreislauf-Störungen führen (Babisch, 2002; Hellbrück et al., 2004; Maschke et al., 2001). Herz-Kreislauf-Erkrankungen sind die häufigste Todesursache in Deutschland (Statistisches Bundesamt, 2012). Lärmschwerhörigkeit war über viele Jahre die am häufigsten anerkannte Berufskrankheit in Deutschland (Jansen et al., 1991). Allein im Jahre 2008 wurden fast 5.000 neue Verdachtsfälle dieser Berufskrankheit in Deutschland bestätigt (Hauptverband der gewerblichen Berufsgenossenschaften, 2010).

Zum Schutz vor Lärmbelastung wurden Grenzwerte für verschiedene Lärmarten an bestimmten Orten und zu bestimmten Zeiten eingeführt. National ist insbesondere die obere Auslöseschwelle von 85 dB(A) auf eine Expositionszeit von 8 Stunden während der Arbeitstätigkeit bekannt. Aber auch die Lärmbelastung in der Freizeit ist von Relevanz. Demnach sind präventive Ruhephasen von mindestens 10 Stunden mit einem maximalen Schallpegel von 70 dB(A) nach einer Lärmarbeit anzustreben, um Hörschäden zu vermeiden (Berufsgenossenschaft der Feinmechanik und Elektrotechnik, 2005).

Belästigungen in Folge von Lärmbelastung treten aber bereits dann auf, wenn die vorgegebenen Grenzwerte nicht überschritten werden. Lärmbelästigungen können beim Menschen zu emotionalen Verstimmungen (z.B. Unzufriedenheit, Unausgeglichenheit, Unkonzentriertheit) und zur Beeinflussung des physiologischen Gleichgewichts (z.B. Beeinträchtigung geistiger Leistungsfähigkeit, Beeinflussung des Hormonhaushaltes, Schlafstörungen) führen bzw. diese verstärken (Cassidy, 1997; van Dijk et al., 1987). Dadurch wird die Lebensqualität nachhaltig reduziert. Selbst vegetative Reizantworten sind ab einer Auslöseschwelle von bereits 65 – 75 dB(A) festzustellen. Psychische Reizantworten sind ab 30 – 40 dB(A) zu erwarten (Griefahn, 1996).

Die geringen Auslöseschwellen der vegetativen und psychischen Reizantworten verdeutlichen, dass Lärm insbesondere während der Freizeit von Bedeutung ist. Bereits 1985 wurde publiziert (Schick et al., 1985), dass im privaten Haushalt die Geräusche von Vorbeifahrten oder von Heimwerkergeräten als besonders störend aufgefasst wurden. An diesen Erkenntnissen hat sich bis heute nicht viel geändert. Die Küche stellt allgemein den lautesten Raum einer

Wohnung dar. Zusätzlich weist die Küche i.d.R. den Raum mit den geringsten Mengen an schallschluckenden Materialien auf. Anhand von Voruntersuchungen konnten insbesondere kleine, elektromotorisch angetriebene Küchengeräte als Lärmquellen identifiziert werden (Spessert et al., 2007).

Im Jahre 2010 hat die Europäische Union beschlossen, dass u.a. diverse Haushaltsgeräte ab dem Jahre 2011 verpflichtend mit einem Energielabel zu versehen sind (Richtlinie 2010/30/EU, 2010). Auf diesem Label ist auch die Geräuschemission des jeweiligen Produktes plakatiert. Für kleine, elektromotorisch angetriebene Küchengeräte ist dieses Label noch keine Pflicht. Allerdings ist dies ein erster Ansatzpunkt, um die Kaufentscheidung bei diesen Geräten neben dem Kaufpreis und der Funktionalität auch noch von weiteren Parametern abhängig zu machen. Zu diesen Parametern zählen u.a. die objektiven Attribute wie der absolute Energieverbrauch, die Energieeffizienz, aber auch die ergonomische Gestaltung als subjektives Attribut. Ein weiteres subjektives Attribut soll hinzukommen: die Geräuschqualität.

Die Geräuschqualität kann durch die Häufigkeit des Schallereignisses, die Schallereignisdauer, die Impulshaltigkeit, die Schwankungsstärke, die Lautstärke und die Wohlklang-Parameter (Schärfe, Rauheit, Tonhaltigkeit, Lautheit) beschrieben werden. Eine Definition der Geräuschqualität ist genormt (DIN 55350-11, 1995). Allgemein erscheinen Geräusche besonders lästig, wenn sie eine große Lautheit, Schärfe, Rauheit und eine deutliche Schwankungsstärke aufweisen (Losberg et al., 2000). Diese Parameter werden auch als „psychoakustische Parameter“ bezeichnet. Eine Erweiterung des Energielabels mit diesen Parametern wurde angeregt (Altinsoy, 2013).

Die psychoakustische Betrachtung ermöglicht es, dass nicht nur durch eine Geräuschreduktion eine Verbesserung der Geräuschemission hervorgerufen wird, sondern auch durch ein gezieltes „Sounddesign“. Mittels des Sounddesigns lassen sich die emittierten Geräusche so modifizieren, dass die Geräusche vom Nutzer als angenehmer wahrgenommen werden. Eine angenehmere Wahrnehmung kann mit einer geringeren Lästigkeit und damit einem verbesserten Geräuschkomfort in Verbindung gebracht werden. Allerdings hängt die Wahrnehmung von Geräuschen von vielen Parametern (z.B. damit verbundenen Erlebnissen, der Gemütslage, dem Nutzen) ab. Somit wird deutlich, dass die Wirkung von Tönen, Klängen und Geräuschen intraindividuell wie interindividuell zu nicht zwangsläufig konstanten Wahrnehmungen führt.

Untersuchungen zur Geräuschwahrnehmung und zum gezielten Sounddesign erfolgen i.d.R. anhand von Befragungen. Diese ermöglichen eine schnelle Kategorisierung eines Sounds bzw. akustischen Stimulus anhand der subjektiven Wahrnehmung. Eine objektive Untersuchung der subjektiven Wahrnehmung ist ebenfalls anhand der vegetativen Parameter und/oder der kortikalen Verarbeitungsprozesse möglich. Anhand der objektiven Untersuchung lassen sich damit Rückschlüsse auf das Niveau der psychophysiologischen Geräuschbeanspruchung ableiten (Maschke et al., 2003).

Untersuchungen zur Optimierung der Geräuschemission von kleinen, elektromotorisch angetriebenen Küchengeräten mittels einer objektiven Analyse von vegetativen Parametern und/oder kortikalen Verarbeitungsprozessen sind bisher nicht bekannt. Dieser Aspekt soll genutzt werden, um Ansatzpunkte für die Verbesserung des Geräuschkomforts und/oder die Verringerung der Lärmbelastung durch kleine, elektromotorisch angetriebene Küchengeräte zu erarbeiten und anhand der psychophysiologischen Geräuschbeanspruchung objektiv zu überprüfen.

### 1.2 Zielstellung

Im Rahmen dieser Dissertation soll exemplarisch untersucht werden, wie konstruktive Modifikationen die Geräuschemission von kleinen, elektromotorisch angetriebenen Küchengeräten beeinflussen und ob dadurch verursachte Variationen anhand des Niveaus der psychophysiologischen Beanspruchung beim Menschen objektiv erfassbar sind.

Aus Voruntersuchungen sind besonders laute, akustisch unangenehm klingende elektromotorisch angetriebene Küchengeräte bekannt sowie die von diesen Geräten emittierten Geräuschspektren. In diesen Spektren sind die Ordnungen der Drehzahl dominant. Diese dominanten Ordnungen lassen sich Geräuschanregungsmechanismen zuordnen und damit durch konstruktive Maßnahmen beeinflussen. Durch Modifikation der Amplituden und Phasenlagen der dominanten Ordnungen des Frequenzspektrums soll das Gerätegeräusch signifikant verändert werden. Unterschiede sind in Form von Pegeldifferenzen und anhand von Veränderungen psychoakustisch relevanter Parameter darzustellen. Die Wirkung der modifizierten Gerätegeräusche bzw. akustischen Stimuli soll anschließend an Versuchspersonen untersucht werden. Im Fokus steht der Einfluss auf das Niveau der psychophysiologischen Beanspruchung.

Durch die Zuordnung zum akustischen Stimulus soll festgestellt werden, ob und wie signifikante Veränderungen der akustischen Frequenzinhalte Einfluss auf das Niveau der psychophysiologischen Beanspruchung haben. Weiterhin soll eine Befragung der Versuchspersonen in die Bewertung eingehen. Mittels dieser sollen Rückschlüsse auf die subjektive Geräuschwahrnehmung gewonnen und ein Vergleich mit den objektivierbaren Ergebnissen realisiert werden. Anhand der Untersuchungsergebnisse sollen Lösungsansätze gefunden werden, um die Geräuschbelastung sowie die davon abhängige Geräuschbeanspruchung bei der Verwendung von kleinen, elektromotorisch angetriebenen Küchengeräten nachweislich zu reduzieren.

Im Detail ergeben sich daraus die folgenden Fragestellungen:

1. Sind Modifikationen der Gerätegeräusche dahingehend möglich, dass dominante schmalbandige Frequenzkomponenten reduziert werden und dadurch das Niveau der psychophysiologischen Beanspruchung der Versuchspersonen auf einen entspannteren Wachzustand hinweist?
2. Sind Modifikationen der Gerätegeräusche dahingehend möglich, dass die Lautstärke reduziert wird und damit das Niveau der psychophysiologischen Beanspruchung der Versuchspersonen auf einen entspannteren Wachzustand hinweist?
3. Sind Modifikationen der Gerätegeräusche dahingehend möglich, dass ein „schärferes“ oder ein „brummenderes“ Gerätegeräusch generiert wird, welches anhand des Niveaus der psychophysiologischen Beanspruchung der Versuchspersonen auf einen entspannteren Wachzustand hinweist?
4. Korreliert die durch Modifikationen der Gerätegeräusche hervorgerufene unterschiedliche subjektive Geräuschwahrnehmung der Versuchspersonen mit den Veränderungen der objektiven Ergebnisse anhand des Niveaus der psychophysiologischen Beanspruchung?

## 2. Propädeutik

### 2.1 Technische Akustik

Die physikalische Beschreibung der Schalle wird als Akustik bezeichnet. Schalle sind dabei zeitliche und örtliche Druckschwankungen, welche durch Schwingungen von Molekülen um die Ruhelage hervorgerufen, übertragen und dem Umgebungsdruck überlagert sind. Mittels der physikalischen Parameter (u.a. Frequenz und Amplitude) können die Schwingungen in einem elastischen Medium (fest, flüssig oder gasförmig) beschrieben werden. Diese und folgende Ausführungen zur technischen Akustik orientieren sich, wenn nicht anders vermerkt, an Brüel & Kjær GmbH (2002) und Müller et al. (2004).

Der hörgesunde Mensch kann Frequenzen zwischen 20 Hz und 20 kHz auditiv wahrnehmen (siehe Abbildung 2-1). Schalle mit geringeren Frequenzen werden als Infraschall und Schalle mit höheren Frequenzen als Ultraschall bezeichnet. Der Hauptsprachbereich liegt im Frequenzbereich von 250 Hz bis 4 kHz und die größte Empfindlichkeit des Ohrs umfasst den Frequenzbereich von 2 kHz bis 5 kHz. Diesbezüglich erfolgt in der technischen Akustik eine Fokussierung auf einen Frequenzbereich von 100 Hz bis 8 kHz.

Weiterhin kann ein hörgesunder Mensch Schalldruckschwankungen mit einer Amplitude von 20  $\mu\text{Pa}$  bis 20 Pa wahrnehmen. Um diesen großen Bereich zahlenmäßig einfach erfassen zu können, werden die Messgrößen als Pegel ausgegeben. Die Bezugsgröße bei Schalldruckmessungen beträgt 20  $\mu\text{Pa}$ , welche die Hörschwelle charakterisiert. Neben der Hörschwelle existiert auch eine Schmerzgrenze (siehe Abbildung 2-1).

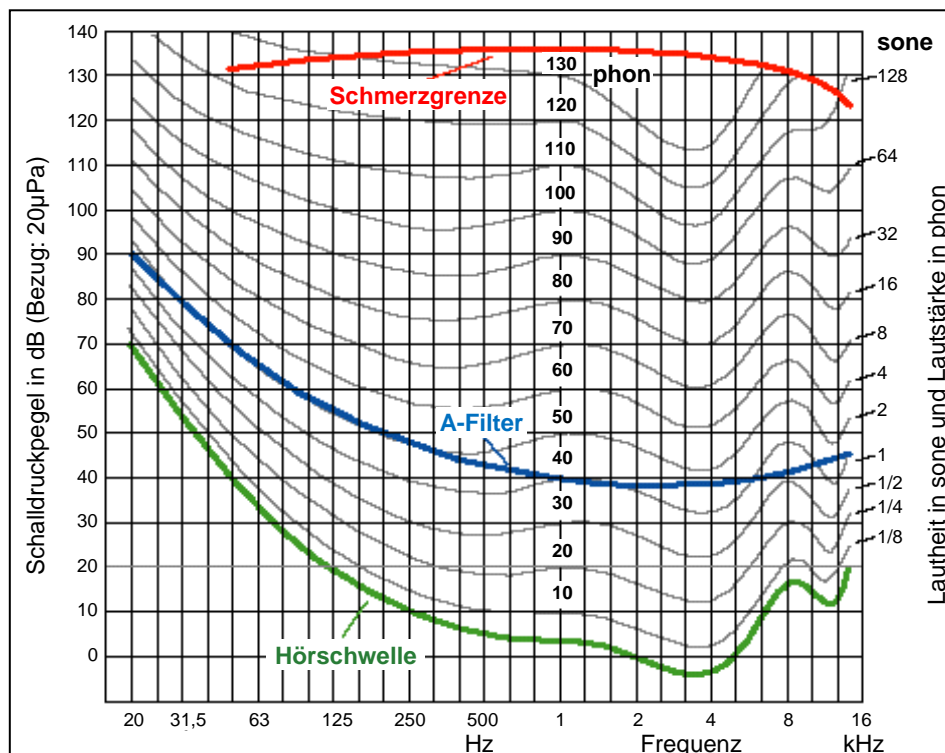


Abbildung 2-1: Zusammenhang zwischen Frequenz, Schalldruckpegel, Lautheit, Lautstärke und A-Filter (Bl-Queichtal, 2006); in Anlehnung an DIN 45631 (2010), DIN EN 61672-1 (2003) und DIN ISO 226:2006-04 (2006)

Schalldruckpegel sind skalare Größen und somit vom Messort und der Messumgebung abhängig. Schalldruckmessungen erfolgen im Fernfeld. Im Fernfeld sind bei einer ebenen Welle die Schallschnelle (Wechselgeschwindigkeit, mit der z.B. die Luftteilchen um die eigene Ruhelage schwingen) und der Schalldruck phasengleich. Eine weitere Messgröße ist die Schallintensität. Mittels dieser kann die abgestrahlte Schalleistung in Bezug auf eine Einheitsfläche im Nahfeld (Schallschnelle und Schalldruck sind nicht phasengleich) ermittelt werden. Die Schallintensität ist eine vektorielle Größe, wird ebenfalls als Pegel ausgegeben und eignet sich gut zur Schallquellenlokalisierung (Veit, 2005).

In der technischen Akustik werden die Geräuschemissionen von Maschinen und Anlagen sowohl qualitativ als auch quantitativ beschrieben. Hierzu werden allgemein die direkt messbaren Schalldruck- und Schallintensitätspegel sowie der nicht direkt messbare Schallleistungspegel erfasst, ausgegeben und analysiert. Die Messung der Geräuschimmission wird hingegen dann durchgeführt, wenn die Geräuschbelastung an einem bestimmten Ort (z.B. am Arbeitsplatz) festgestellt werden soll. Dies ist u.a. hinsichtlich der Lärm- und Vibrations-Arbeitsschutzverordnung von Relevanz (Bundesministerium der Justiz und für Verbraucherschutz, 2007). Die Messgröße wird als Schalldruckpegel ausgegeben.

Zur Anpassung der physikalischen Messgrößen an die auditive Wahrnehmung sind verschiedene Filterkurven entwickelt worden. Insbesondere der A-Filter (siehe Abbildung 2-1) findet eine breite Anwendung. Der A-Filter bildet die Hörkurve bzw. das empirisch ermittelte durchschnittliche Hörvermögen eines hörgesunden Menschen für Töne bei 40 dB nach. Eine weitere relevante Filterkurve ist der C-Filter, welcher die Hörkurve bei 90 dB nachbildet. Diese Filterkurve wird vor allem für die Bewertung von Spitzenpegeln verwendet. Allerdings passen die unterschiedlichen Filterkurven die messtechnisch erfassbaren Schalldruck- und Schallintensitätspegel nur unzureichend an die auditive Wahrnehmung des Menschen an. Aus diesem Grund wurden zusätzliche psychoakustische Größen eingeführt (Fastl et al., 2007; Genuit et al., 2014; Veit, 2005).

## 2.2 Maschinenakustik

Bei kleinen, elektromotorisch angetriebenen Küchengeräten führen Anregungen des Elektromotors zu Strömungsgeräuschen und/oder versetzen das Gerät direkt oder indirekt über das Füllmedium (falls vorhanden) in Schwingungen. Die Folge ist direkter und/oder indirekter Luftschall, welcher vom Anwender als Geräusch wahrgenommen wird (siehe Abbildung 2-2). Die Geräuscentstehung bzw. Luftschallentstehung wird dabei in (mechanische, magnetische und/oder aerodynamische) Geräuschanregung, Geräuschübertragung und Geräuschabstrahlung unterschieden (Kollmann, 1993).

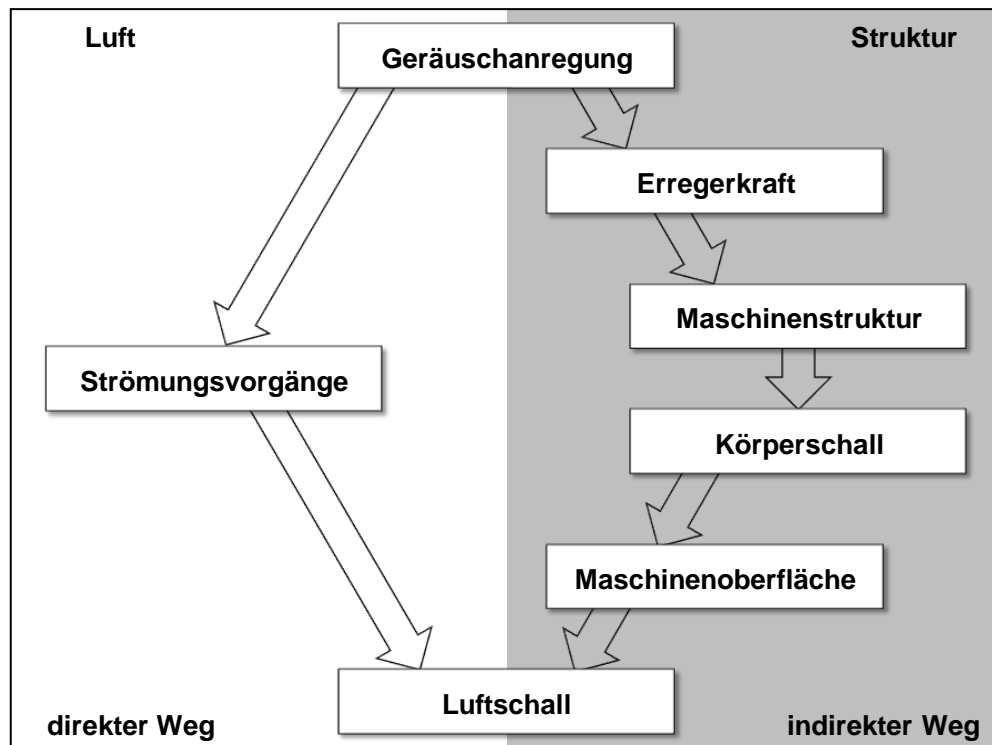


Abbildung 2-2: Flussdiagramm zur Luftschallentstehung bei Maschinen; in Anlehnung an Kollmann (1993)

Luftschall wird direkt durch aerodynamische Geräuschanregungen und indirekt durch magnetische sowie mechanische Geräuschanregungen verursacht. Die Folge ist eine stochastische oder periodische Geräuschanregung. Stochastische Anregungen führen zu einer zufälligen Verteilung der dominanten Frequenzanteile und damit i.d.R. zu einem breitbandigen Rauschen. Eine direkte Zuordnung zu einer Anregungsfrequenz ist nicht gegeben. Periodische Geräuschanregungen können einer Grundfrequenz und/oder deren Vielfachen (Harmonischen) zugeordnet werden (Müller et al., 2004). Auf eine detaillierte Betrachtung der Maschinenakustik wird in diesem Abschnitt verzichtet, da hierzu die zu untersuchende Geräuschquelle erforderlich ist.

## 2.3 Psychoakustik

Die Psychoakustik befasst sich mit den Eigenschaften eines Schallereignisses und der daraus resultierenden Wahrnehmung des Menschen. Diese Herangehensweise ist notwendig, da der Mensch ein Schallereignis nicht nur auf Grund der Intensität bzw. des Pegels, sondern auch nach der Einwirkzeit, der spektralen Zusammensetzung, der zeitlichen Struktur, dem Informationsgehalt und seiner subjektiven Einstellung beurteilt (Genuit et al., 2014). Die bekanntesten psychoakustischen Größen sind die Zwicker-Parameter (Lautheit, Schärfe, Tonhaltigkeit, Rauheit und Schwankungsstärke). Aber auch die Impulshaltigkeit und die Schallereignisdauer haben Einfluss auf die psychoakustische Wahrnehmung. In diesem Zusammenhang fällt oftmals die Bezeichnung „Wohlklang-Parameter“. Zu diesen zählen die bereits aufgeführte Rauheit, Schärfe, Tonhaltigkeit und Lautheit.

Nachfolgend werden relevante psychoakustische Parameter kurz erläutert. Eine detaillierte Zusammenfassung zur Psychoakustik ist in Fastl (1998) aufgeführt.

### Lautstärke

Die Lautstärke wird als psychoakustisches Vergleichsmaß bezeichnet und ging anfänglich aus empirischen Untersuchungen von Fletcher hervor (Fletcher et al., 1933). Hierbei wurden Sinustöne mit einer Frequenz von 1 kHz sowie definierten Amplituden als Referenzwerte generiert. Im Anschluss erfolgte eine Frequenzvariation der Sinustöne sowie eine Modifikation von deren Amplitude, so dass diese subjektiv wieder die gleiche Lautstärke wie die jeweiligen Referenztöne aufwiesen. Die dabei entstandenen Kurven sind als „Isophone“ bekannt, d.h. Kurven gleicher Lautstärke (siehe Abbildung 2-1). Da die Lautstärkeermittlung aus Vergleichsmessungen hervorging, wurde die Einheit „phon“ und die Bezeichnung „Lautstärkepegel“ eingeführt. Die derzeit verwendeten Isophone sind als Norm festgelegt (DIN ISO 226:2006-04, 2006).

Die Berechnung der Lautstärke ist abhängig von der spektralen Verteilung des Geräusches, der pegelabhängigen Wahrnehmung des Menschen, der Dauer sowie von den Simultan- und Nachverdeckungseigenschaften des menschlichen Gehörs (Genuit et al., 2014). Die Berechnung der Lautstärke ist genormt (DIN 45631, 1997).

### Lautheit

Die Einführung der Lautheit als psychoakustische Größe basiert auf Erkenntnissen von Stevens (Stevens, 1936). Dabei hängt die Lautheit fundamental von der Lautstärke ab. Allerdings ist die Lautheit ein Verhältnismaß gegenüber der Lautstärke als Vergleichsmaß. Damit werden die qualitativen Änderungen der Lautheit und Lautstärke durch unterschiedliche quantitative Werte ausgedrückt. Die Bezugsgröße für die Lautstärke von 40 phon entspricht dabei der Lautheit von 1 sone. Verdoppelt sich das Lautheitsempfinden, so nimmt die Lautheit den Wert von 2 sone an (siehe Abbildung 2-1). Damit wird die Empfindungsgröße Lautheit dem tatsächlichen Lautstärkeempfinden näher angepasst und findet diesbezüglich in der Psychoakustik eine breitere Anwendung. Die Lautheitsermittlung ist genormt (DIN 45631, 1997).

### Schärfe

Die Schärfe dient als ein wesentliches Kriterium zur Beurteilung der Klangfarbe (v. Bismarck, 1974). Hierzu wird insbesondere die spektrale Verteilung betrachtet. Bei einem größeren hochfrequenten Anteil werden Schalle üblicherweise als aggressiver und lästiger wahrgenommen. Die Zusammensetzung des Spektrums hinsichtlich kontinuierlicher oder diskreter Anteile fällt nicht ins Gewicht. Die Bewertung der Schärfe kann aus empirischen Untersuchungen mit den Rubriken „stumpf“ bis „scharf“ abgeleitet werden und lässt sich getrennt von anderen Empfindungsgrößen ermitteln (Fastl, 1993). Die Schärfe wird dabei in „acum“ angegeben. Hierbei entspricht ein Schmalbandrauschen bei 1 kHz mit einer Bandbreite von 160 Hz sowie einem Pegel von 60 dB einer Schärfe von 1 acum. Insbesondere die Grenzfrequenzen, die Bandbreite und die Form der Hüllkurve haben dabei einen Einfluss auf die Schärfe der Schalle. Für die Bestimmung der Schärfe gelten allgemein drei genormte Berechnungsverfahren (DIN 45692, 2009).



### **Tonhaltigkeit (Klanghaftigkeit)**

Die Tonhaltigkeit ist ein Indikator für die Lästigkeit eines Geräusches (Salz, 2006). Von Lästigkeit wird allgemein gesprochen, insofern z.B. die Kommunikation beeinträchtigt, die Denkleistung gestört oder die Entspannung verhindert wird. In diesem Zusammenhang sind insbesondere die schmalbandigen Anteile von Schallereignissen entscheidend. Schmalbandige Komponenten werden dabei in dominante Spektralkomponenten und schmalbandige Rausch- oder Geräuschanteile unterschieden. Je breitbandiger die Komponenten sind, desto geringer ist deren lästiger Eindruck. Bei den dominanten Spektralkomponenten sinkt deren Einfluss, je geringer deren Pegeldifferenz zum Geräuschanteil der umgebenden Frequenzgruppe ist. Hierzu sind subjektive Tonzuschläge für auffällige und besonders auffällige Töne bekannt (DIN 45645-1, 1996). Die Tonzuschläge werden insbesondere bei Geräuschimmissionsmessungen genutzt. Objektive Verfahren zur Ermittlung der Tonzuschläge sind u.a. als Norm festgelegt (DIN 45681, 2005). Hierbei werden neben der Pegeldifferenz auch weitere Parameter wie die Flankensteilheit und die Bandbreite des schmalbandigen Schallereignisses berücksichtigt. Die Tonhaltigkeit wird in „tu“ angegeben. Ein konstanter Ton mit einer Frequenz von 1 kHz und einem Pegel von 60 dB entspricht dabei einer Tonhaltigkeit von 1 tu.

### **Rauheit**

Die Rauheit wird in der Psychoakustik als eine der elementaren Empfindungsgrößen bezeichnet. Diese ist maßgeblich für die auditive Schallanalyse und -bewertung verantwortlich. Die Rauheit von Geräuschen kann als Empfindungsgröße für schnelle Amplituden- und besonders Frequenzmodulationen angesehen werden. Die subjektive Beurteilung der Rauheit wird oft als „missklingend“ und „unangenehm“ bezeichnet (Terhardt, 1968). Besonders periodische Modulationen von 20 Hz bis 300 Hz werden subjektiv als „rau“ wahrgenommen. Die größte Beeinträchtigung wird bei einer Modulationsfrequenz von 70 Hz erzielt. Die Rauheit von Geräuschen wird in der Einheit „asper“ angegeben. Dabei entspricht 1 asper einem 1 kHz Sinuston mit einem Schalldruckpegel von 60 dB, einer Modulationsfrequenz von 70 Hz und einem Modulationsgrad (Amplitudenverhältnis zwischen Wechsel- und Gleichanteil) von 1. Mehrere Berechnungsverfahren für die Rauheit sind bekannt (Aures, 1985; Fastl, 1977; Vogel, 1975).

### **Schwankungsstärke**

Die Schwankungsstärke weist Ähnlichkeiten mit der Rauheit auf. Allerdings wird die Schwankungsstärke durch Modulationsfrequenzen kleiner als 20 Hz hervorgerufen. Die geringen Modulationsfrequenzen können vom Gehör als Einzelereignisse wahrgenommen werden und führen zu temporalen Lautheitsänderungen. Bei größeren Modulationsfrequenzen bleibt die Lautheitswahrnehmung gleich. Weiterhin werden Schalle mit großer Schwankungsstärke störender als Schalle mit großer Rauheit bewertet. Die Schwankungsstärke wird in der Einheit „vacil“ angegeben. 1 vacil entspricht einem sinusförmigen amplitudenmodulierten 1 kHz Ton mit einem Schalldruckpegel von 60 dB, einer Modulationsrate von 4 Hz und einem Modulationsgrad von 1. Die Berechnung der Schwankungsstärke geht auf ein Modell von Zwicker et al. (1990) zurück.

## 2.4 Anatomie und Physiologie des auditiven Systems

Neben der Geräuschemission und -immission sowie deren physikalischer und psychoakustischer Parameter wird im Folgenden die auditive Reizaufnahme und -wahrnehmung näher betrachtet. Grundsätzlich wandelt das menschliche Gehör Schalle respektive Schalldruckschwankungen und somit Geräusche in auditive Reize um. In diesem Zusammenhang wird auch von „auditiver Wahrnehmung“ gesprochen. Die auditive Wahrnehmung ist insbesondere neben der visuellen Wahrnehmung ein bedeutsamer Grundstein zum sozialen und kommunikativen Leben der Menschen. Die auditive Reizaufnahme und -verarbeitung dient aber auch als Alarm- und Warnsignal, zur Orientierung oder zum Entspannen. Insbesondere die Alarm- und Warnwirkung spielt im alltäglichen Leben eine wichtige Rolle. Somit können Gefahrensituationen, welche nicht im Blickfeld des Menschen liegen, auditiv wahrgenommen und daraus folgerichtige Reaktionen abgeleitet werden. Das menschliche Gehör wird dabei in das „periphere auditive System“ und das „zentrale auditive System“ untergliedert. Beide Systeme werden bzgl. der anatomischen und physiologischen Eigenschaften kurz erläutert. Detaillierte Darstellungen sind in Schmidt et al. (2005), Silbernagel (2007) und Zenner (1994) ausführlich dargestellt.

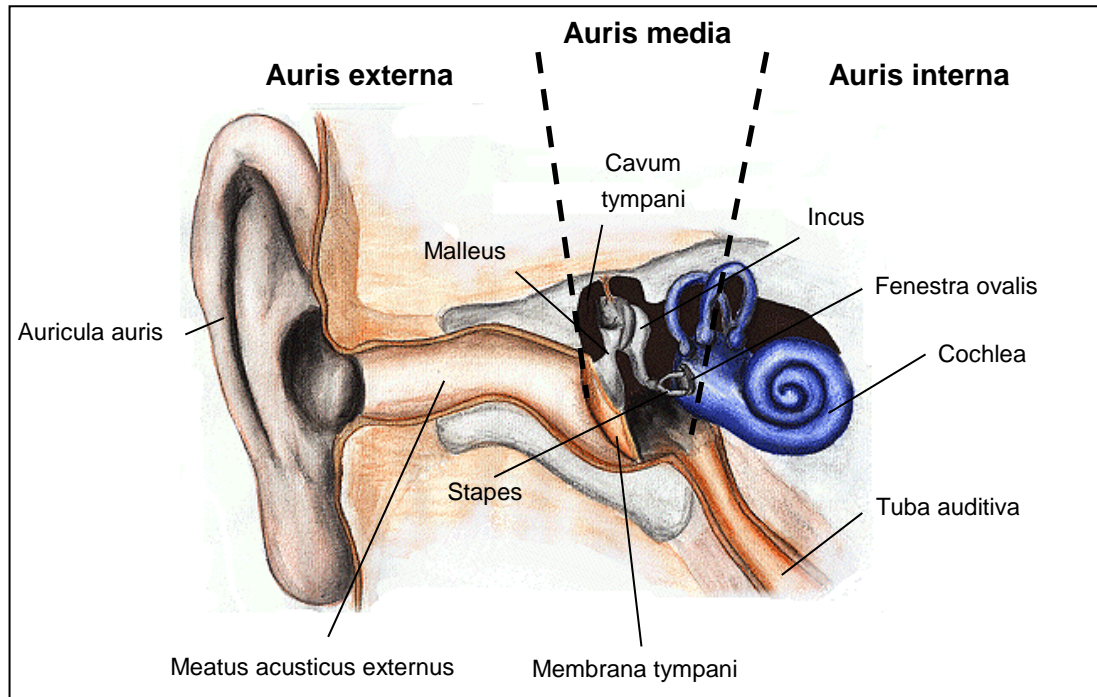
### 2.4.1 Peripheres auditives System

Zum peripheren auditiven System zählen das Außen-, Mittel- und Innenohr (*Auris externa*, *Auris media*, *Auris interna*). Die Funktion des peripheren auditiven Systems besteht in der Aufnahme, Transduktion und Umwandlung der wahrgenommenen Schalldruckschwankungen in neuronale Signale.

#### Außenohr

Das Außenohr besteht aus der Ohrmuschel (*Auricula auris*) und dem äußeren Gehörgang (*Meatus acusticus externus*) (siehe Abbildung 2-3). Das angrenzende Trommelfell (*Membrana tympani*) bildet die Grenze zum Mittelohr. Auftretende Schalle werden durch die Ohrmuschel aufgenommen, durch den äußeren Gehörgang geleitet und führen zu einer Auslenkung des Trommelfells.

Die anatomischen Eigenschaften der Ohrmuschel sowie des äußeren Gehörgangs führen zu einer Modifikation der eintreffenden Schalle. Infolge von Resonanzen im äußeren Gehörgang (Resonanzfrequenz bei ca. 3 kHz) und durch die Ausrichtung der Ohrmuscheln zur Schallquelle entstehen frequenzspezifische Schalldruckpegelerhöhungen im Frequenzbereich von 2 kHz bis 7 kHz. Dieser Effekt ist auch unter der Bezeichnung „Blauertsche Bänder“ bekannt und dient der räumlichen Richtungslokalisation von Schallquellen (Blauert, 1974). Im Zusammenhang mit dem binauralen Hören werden ebenso die Pegel- und Laufzeitunterschiede zur Lokalisation von Schallquellen genutzt. Die Unterschiede entstehen durch den Abstand beider Ohren zueinander. In der akustischen Messtechnik wird dieser Effekt ebenfalls zur Lokalisation von Schallquellen ausgenutzt.



**Abbildung 2-3: Schematische Darstellung des Außen-, Mittel- und Innenohres (Kremer, 2004)**

### Mittelohr

Das am Trommelfell beginnende Mittelohr umfasst allgemein die Paukenhöhle (*Cavum tympani*) mit den Gehörknöchelchen Hammer (*Malleus*), Amboss (*Incus*) und Steigbügel (*Stapes*) sowie die Eustachi-Röhre (*Tuba auditiva*) und endet am ovalen Fenster (*Fenestra ovalis*) (siehe Abbildung 2-3). Das Mittelohr ist über die Eustachi-Röhre mit dem Rachenraum verbunden und somit pneumatisiert. Die wesentliche Funktion des Mittelohrs besteht in der Übertragung der durch Schalle hervorgerufenen Auslenkungen des Trommelfells auf das ovale Fenster und somit das Innenohr. Durch die mit Perilymphflüssigkeit gefüllte Hörschnecke (*Cochlea*) des Innenohrs ergeben sich große Impedanzunterschiede zum Außenohr. Diese werden primär durch das Mittelohr (Ausnutzung der anatomischen Eigenschaften) angepasst.

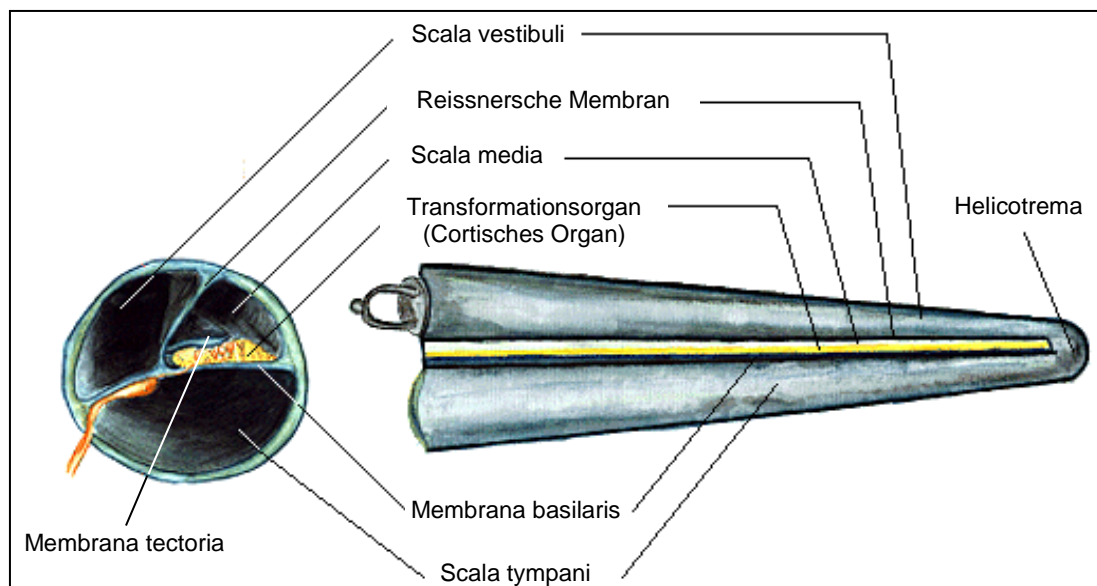
Durch die beiden Mittelohrmuskeln (*M. stapedius* und *M. tensor tympani*) wird die Schwingungsübertragung bei zu großen Schallreizen eingeschränkt sowie die Übertragung der eigenen Stimme abgeschwächt. Erstere Funktion wird durch eine Impedanzerhöhung in Folge einer Lageverschiebung des Steigbügels realisiert. Dieser Effekt kann etwa 15 Minuten anhalten (Ward, 1961). Weiterhin wird durch das Mittelohr die Steifigkeit bei der Übertragung der Trommelfellschwingungen sichergestellt und somit einem „Klirren“ entgegengewirkt.

### Innenohr

Das Innenohr (siehe Abbildung 2-3) ist durch ein komplexes Kanalsystem im Felsenbein (*Pars petrosa ossis temporalis*) gekennzeichnet und wird deshalb auch als „knöchernes Labyrinth“ bezeichnet. Dieses beinhaltet mit dem analog geformten „membranösen Labyrinth“ das Hör- und Gleichgewichtsorgan. Durch zwei Membranen ist das Innenohr mit dem Mittelohr verbun-

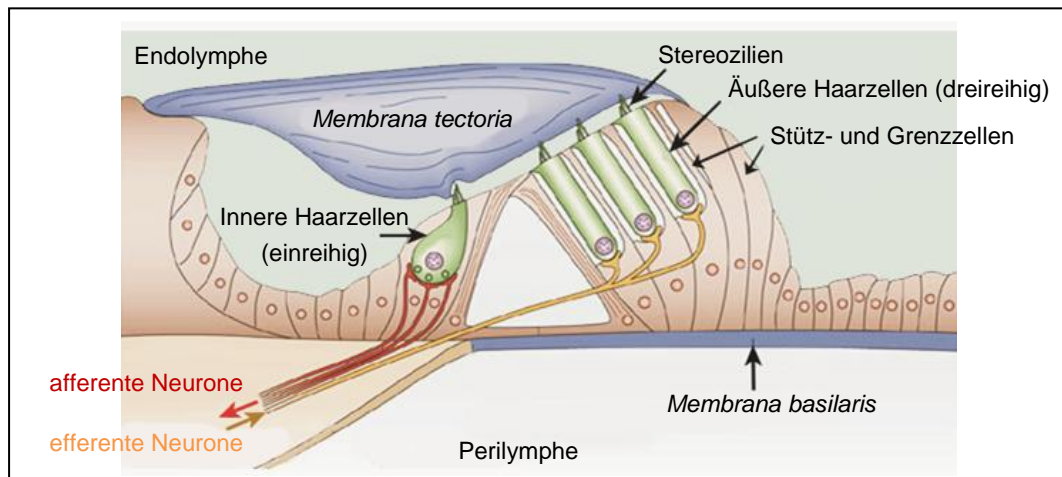
den. Hierbei überträgt das ovale Fenster die mechanischen Schwingungen der Gehörknöchelchen auf das mit Perilymphe gefüllte Innenohr. Die hervorgerufenen Druckstöße werden durch das runde Fenster (*Fenestra cochlearis*, nicht in Abbildung 2-3 dargestellt) kompensiert, da die Perilymphe als inkompressibel angenommen werden kann.

Das Hörorgan ist wesentlich durch die Cochlea charakterisiert. Diese ist etwa 30 mm – 35 mm lang, windet sich 2,75 mal um die eigene Achse und wird durch die zur Schneckenspitze blind endende „Basilarmembran“ (*Membrana basilaris*) in zwei Etagen unterteilt. Die obere Etage wird als „Vorhofftreppe“ (*Scala vestibuli*) und die untere Etage als „Paukentreppe“ (*Scala tympani*) bezeichnet. Beide sind am Schneckenloch (*Helicotrema*) miteinander verbunden. Auf der Basilarmembran liegt der Schneckengang (*Scala media*) mit dem eigentlichen Hörorgan, welches als „Cortisches Organ“ bezeichnet wird. Das Cortische Organ ist zur *Scala vestibuli* über die „Reissnersche Membran“ und zur *Scala tympani* über die Basilarmembran abgegrenzt sowie mit Endolymph gefüllt (siehe Abbildung 2-4).



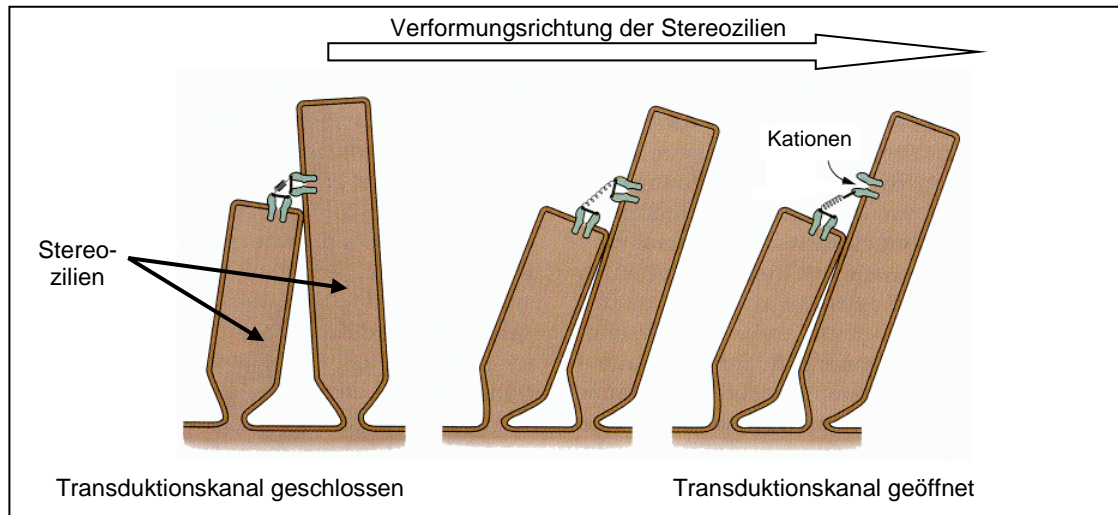
**Abbildung 2-4: Schematische Darstellung der abgewickelten Cochlea (Kremer, 2004)**

Das Cortische Organ besteht aus Sinneszellen, welche sich in innere (einreihig) und äußere (dreireihig) Haarzellen sowie Stütz- und Grenzzellen untergliedern. Auf den Haarzellen befinden sich jeweils etwa 80 – 100 Stereozilien. Die Stereozilien der äußeren Haarzellen sind dabei von der „Tektorialmembran“ (*Membrana tectoria*) bedeckt. Weiterhin sind etwa 95 % der inneren Haarzellen und 5 % der äußeren Haarzellen über Synapsen mit afferenten Fasern des Hörnervs innerviert. Die restlichen Haarzellen sind mit efferenten Fasern des Hörnervs (siehe Kapitel 2.4.2) innerviert. Die inneren Haarzellen dienen damit größtenteils zur neuronalen Signalverarbeitung. Hingegen liegt die Funktion der äußeren Haarzellen hauptsächlich bei der aktiven Modulation des Verstärkungsmechanismus (s.u.) der neuronalen Signalverarbeitung (Strutz et al., 2001).



**Abbildung 2-5: Schematische Darstellung der inneren und äußeren Haarzellen des Cortischen Organs (Fettiplace et al., 2006)**

Durch die Übertragung der mechanischen Schwingungen auf das Innenohr werden Druckwellen erzeugt, welche sich vom ovalen zum runden Fenster fortpflanzen und die Basilarmembran auslenken. In diesem Zusammenhang wird auch von einer „Wanderwelle“ gesprochen. In Folge der ortsabhängigen Steifigkeitseigenschaften erfolgt eine ortsspezifische Maximalauslenkung der Basilarmembran in Abhängigkeit von der Wanderwellenfrequenz. Dieses Phänomen wird auch als Frequenz-Dispersion bezeichnet (v. Békésy, 1960). Durch die definierte Verformung der Basilarmembran werden die Stereozilien der äußeren Haarzellen gegenüber der Tectorialmembran abgeschernt, wodurch Proteinfäden zwischen den Spitzen der Stereozilien Transduktionskanäle öffnen („tip-link-Mechanismus“) und Kationenströme hervorrufen, welche von der Endolymphe in die Haarzelle strömen (siehe Abbildung 2-6). Bei ausreichender Depolarisation erfolgt eine Erregung der äußeren Haarzellen. Nachfolgend schließen die Transduktionskanäle und es erfolgt eine Repolarisation. Damit wird eine „Verstärkungsfunktion“ der äußeren Haarzellen generiert. Diese Verstärkungsfunktion wird durch die „somatische Motilität“ und „ziliare Motilität“ realisiert. Die somatische Motilität erfolgt mittels einer Längenänderung (Depolarisation: kontrahieren; Repolarisation: strecken) der äußeren Haarzellen. Bei ständiger Aktivierung entsteht eine damit verbundene rhythmische Kontraktion. Die rhythmische Kontraktion kann eine Frequenz von bis zu 100 kHz aufweisen (Ashmore, 2008). Die ziliare Motilität erfolgt durch die aktive Bewegung der Stereozilien in Folge der Schwingungen der *Membrana tectoria*. Damit werden die Schwingungen der *Membrana tectoria* aktiv verstärkt. Die physiologischen Details der ziliaren Motilität sind allerdings noch weitgehend unbekannt (Schmid, 2011). Infolge der somatischen und ziliaren Motilität wird die Bewegung der Endolymphe verstärkt, und die Stereozilien der inneren Haarzellen werden (verstärkt) abgeschernt. Dieser Prozess führt ebenfalls zum tip-link-Mechanismus, wodurch Kationenkanäle geöffnet werden und eine Depolarisation der inneren Haarzellen erfolgt. Als Folge werden Neurotransmitter (Glutamat) in dem synaptischen Spalt freigesetzt, welche die afferenten Fasern des Hörnervs erregen und damit Aktionspotentiale hervorrufen. Die äußeren Haarzellen sind damit primär, wie bereits erwähnt, als efferente Signalverstärker anzusehen (Breneman et al., 2009).



**Abbildung 2-6: Schematische Darstellung der Stereozilien während einer Verformung sowie der hervorgerufene tip-link-Mechanismus (Kandel et al., 2000)**

### 2.4.2 Zentrales auditives System

Das zentrale auditive System beginnt mit dem Hörnerv und umfasst alle weiteren Regionen, welche zur Verarbeitung der auditiven Reize genutzt werden. Wesentlicher Bestandteil der damit verbundenen Informationsverarbeitung und -weiterleitung sind die Neuronen. Allein das Gehirn enthält ca. 100 Milliarden dieser Nervenzellen. Eine detailliertere Beschreibung des Aufbaus der Nervenzellen, die Kommunikation und Kopplung der einzelnen Nervenzellen miteinander sowie die Funktionsweise des zentralen auditiven Systems ist in Bob et al. (2009) und Zschocke (2002) ausführlich beschrieben.

#### Afferente Hörbahn

Ausgehend von einzelnen Fasern des Hörnervs im Cortischen Organ werden Aktionspotentiale sowohl parallel als auch sequentiell über ein kompliziertes und mehrfach verschaltetes Nervensystem bis zum primären auditorischen Cortex sowie den Assoziationscortices geleitet. Dieses Nervensystem wird als „afferente Hörbahn“ bezeichnet.

Die afferente Hörbahn wird nochmals in eine „direkte“ und eine „indirekte“ Hörbahn unterteilt (siehe Abbildung 2-7). Durch die Verschaltung der einzelnen Nervensysteme miteinander wird neben einer Informationsweiterleitung auch eine binaurale Vorverarbeitung der Informationen erzielt. Die binaurale Vorverarbeitung ist ab dem oberen Olivenkern (*Nucleus olivaris superior*) gegeben. In diesem Kontext wird auch von den Funktionen der Adaption, der Filterung (u.a. nach Anfang und Ende, nach Frequenzveränderungen, nach Laufzeit- und Intensitätsunterschieden) und der Kontrastverstärkung gesprochen. Dadurch werden nicht alle wahrgenommenen Reize bis zum primären auditiven Cortex geleitet, sondern zuvor herausgefiltert. Weiterhin wird durch eine Verbindung vom unteren Hügel der Vierhügelplatte (*Colliculus inferior*) zum oberen Hügel der Vierhügelplatte (*Colliculi superior*) eine Koordination zwischen visuellen und akustischen Reizen realisiert. Detaillierte Beschreibungen sind in Zenner (1994) aufgeführt.



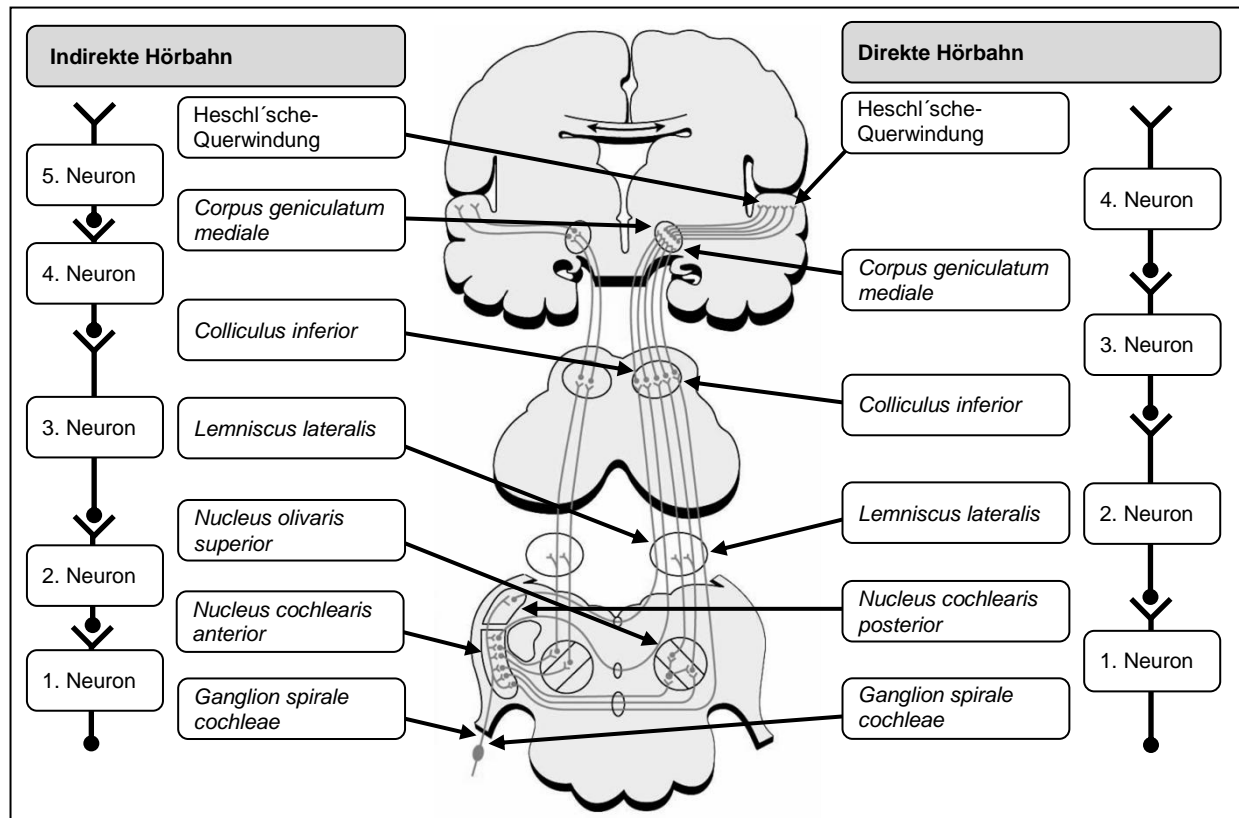


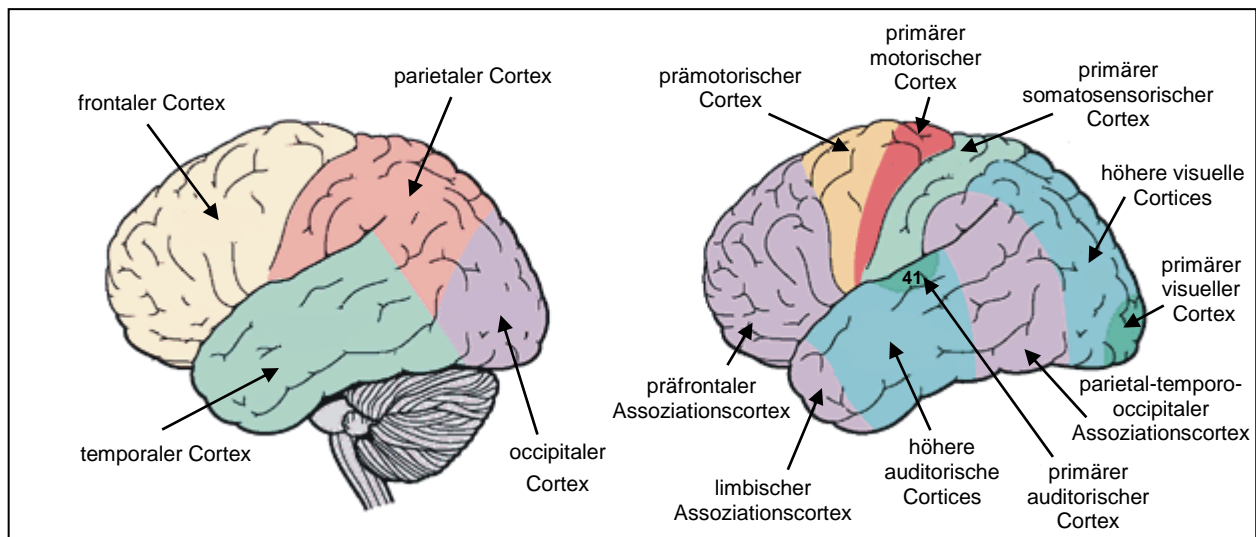
Abbildung 2-7: Schematische Darstellung der direkten und indirekten afferenten Hörbahn, ausgehend von der Cochlea des linken Innenohrs; in Anlehnung an Mai (2013)

## Efferente Hörbahn

Neben der afferenten Hörbahn existiert auch eine „efferente Hörbahn“. Die efferente Hörbahn verläuft vom Cortex über den *Corpus geniculatum mediale*, den *Colliculus inferior* zu den (größtenteils) äußeren Haarzellen des Innenohrs. Durch die efferente Hörbahn werden ab dem *Colliculus inferior* Impulse zur Bahnung und Hemmung an die äußeren Haarzellen des Innenohrs deszendiert. Damit wird die Funktion der äußeren Haarzellen als efferente Signalverstärker realisiert (Liberman, 1991).

## Großhirnrinde

Die Großhirnrinde bzw. der Cortex dient der Informationsaufnahme, -auswertung und -verarbeitung. Anhand dieser werden die Wahrnehmung, die Lernprozesse, die Bewegungsabläufe und das Handeln gesteuert. Der Cortex ist entsprechend der Informationsaufnahme in verschiedene „Areas“ untergliedert (Brodmann, 1909). Diese Areas werden mit arabischen Ziffern gekennzeichnet. Des Weiteren wird der Cortex entsprechend der Anatomie in Hauptlappen untergliedert. Diese Untergliederung (siehe Abbildung 2-8) dient z.B. für Spontan-EEG-Messungen (siehe Kapitel 2.5.2) als Referenz.



**Abbildung 2-8: Hauptlappen (links) und ausgewählte Funktions-Areas (rechts) des Cortex; in Anlehnung an Reiche (1999)**

Die auditive Wahrnehmung erfolgt in „Area 41“. Area 41 ist als „primärer auditorischer Cortex“ bekannt und dient der bewussten Wahrnehmung von akustischen Reizen. In der umgrenzenden „Area 42“ und „Area 22“ (siehe „höhere auditorische Cortices“ in Abbildung 2-8) erfolgt eine sekundäre und tertiäre Verarbeitung der akustischen Reize. Diesbezüglich sind diese Areas auch als „sekundärer auditorischer Cortex“ und „tertiärer auditorischer Cortex“ bekannt. Mittels der auditiven Wahrnehmung lassen sich u.a. die Teilfunktionen wie die Aufmerksamkeit, Lokalisation, Selektion, Speicherung, Differenzierung und Diskriminierung realisieren. Die auditive Verarbeitung erfolgt dabei auf verschiedenen Verarbeitungspfaden. Demnach befasst sich u.a. ein hinterer (dorsaler) Verarbeitungspfad mit der räumlichen Verarbeitung und ein vorderer (ventraler) Verarbeitungspfad mit der strukturellen Information (Rauschecker, 1998).

Die Anatomie des Cortex untergliedert sich größtenteils in sechs Schichten und besteht aus verschiedenen Nerven- sowie Gliazellen. Detaillierte Informationen sind, wie bereits erwähnt, Zenner (1994) zu entnehmen.

## 2.5 Einfluss akustischer Stimuli auf den Menschen

### 2.5.1 Auswirkung

Im Fokus vieler Untersuchungen stand oft die Wirkung von Verkehrslärm auf den Menschen, wie z.B. bei der Studie „Large Analysis and Review European Housing and Health Status“ (World Health Organization, 2007). In dieser Studie wurde u.a. ein Pathomechanismus als kausale Beziehung zwischen Lärm und extraauralen (andere Organe betreffend) Erkrankungen dargestellt. Der Pathomechanismus ist einerseits durch das ständige Hören bzw. Aktivsein und andererseits durch die enge Vernetzung zwischen auditorischem System und limbischem System des zentralen Nervensystems begründet. Zum limbischen System zählen u.a. die *Corpora amygdala*, der *Hippocampus* und Teile des *Hypothalamus*. Das limbische System befasst sich mit der Verarbeitung von Emotionen und der Entstehung von Triebverhalten.



Hingegen liegt eine Funktion der *Corpora amygdala* bei einer emotionalen Bewertung eines Geräusches (z.B. angenehm/unangenehm), einer Modulation der auditiven Signale ab dem *Colliculus inferior* und einer Sendung von Signalen an den *Hippocampus* (Beeinflussung von Verhalten, Lernen, Gedächtnis) sowie den *Hypothalamus* (Beeinflussung von Organen) (Kraus et al., 2012)

Durch die Beeinflussung des *Hypothalamus* wird direkt Einfluss auf das sympathische Nervensystem und das „Hypothalamus-Hypophysen-Nebennieren-System“ genommen. Die Beeinflussung beider Systeme kann Stress bzw. eine Stresssituation (Stresskonzepte: reizbezogen, reaktionsbezogen, transaktionsbezogen) hervorrufen (Hubatsch, 2013). Stress kann allgemein als Versuch der Anpassung des Organismus an diverse körperliche und/oder seelische Belastungen bezeichnet werden, um die Leistungsbereitschaft des Individuums zu gewährleisten. Die Ursache von Stress wird als Stressor bezeichnet (Fritzsche, 2003). Stress wird anhand der subjektiven Bewertung in „Eustress“ (positiv) und „Dysstress“ (negativ) unterschieden (Selye, 1979), und anhand von Stressmodellen beschrieben (Ausborn, 2008; Stegemann, 2013).

Zur Anpassung der Leistungsbereitschaft des Organismus an die jeweilige Stresssituation wird der Stoffwechselprozess direkt beeinflusst (Hormonausschüttung: Adrenalin, Noradrenalin, Cortisol, ACTH = Adrenocorticotropes Hormon) (Babisch (A), 2000; Maschke et al., 1997). Als Folge ist eine Verschiebung des vegetativen Gleichgewichtes möglich, welche z.B. zu einer ansteigenden Herzfrequenz mit besserer Blutversorgung von Herz, Lunge oder Muskeln führen kann. Eine dauerhafte oder unverhältnismäßig hohe Beeinflussung der Stoffwechselprozesse kann kardiovaskuläre Risiken oder Erkrankungen von extraauralen Organen hervorrufen (Babisch et al., 1992; Maschke et al., 2003). Detaillierte Ausführungen sind in Gross (2012) und Korn (2008) aufgeführt.

### 2.5.2 Untersuchungsmethoden

Die Wirkung von akustischen Stimuli auf den Menschen kann anhand von verschiedenen Untersuchungsmethoden festgestellt werden. Einerseits stehen Befragungen zur Auswahl, um die subjektive Wahrnehmung der Versuchsperson indirekt bzw. nach der Wahrnehmung zu erfassen. Neben der indirekten Datenaufnahme sind umfangreiche Vorarbeiten zur Erstellung der (z.B. mündlichen oder schriftlichen) Befragung notwendig. Die Ergebnisse der Befragung hängen dabei maßgeblich von dem Fragebogen ab. Neben den Fragebogen sind weitere Einflüsse wie z.B. die Instrumenteneffekte (Fragestellung) oder Situationseffekte (Ort der Interviews) zu berücksichtigen. Detaillierte Informationen sind u.a. von Prost (1998) zusammengefasst.

Neben einer Befragung ist auch eine direkte Erfassung und objektive Analyse des Niveaus der psychophysiologischen Beanspruchung von Versuchspersonen in Folge akustischer Stimuli möglich. Damit lassen sich z.B. objektiv Angaben zur Wachsamkeit von Versuchspersonen ableiten. Nachfolgend (siehe Tabelle 2-1) ist ein Überblick über mögliche Parameter zur Ermittlung der psychophysiologischen Beanspruchung aufgeführt. Die Parameter sind bzgl. der Empfindlichkeit aufsteigend angeordnet. Eine hohe Empfindlichkeit ist zur Erfassung auch von geringfügigen Veränderungen der akustischen Stimuli erforderlich. Eine Aussage über die Geräuschqualität ist anhand der Parameter allerdings gering (Maschke et al., 2003).

**Tabelle 2-1: Empfindlichkeit von Parametern zum Geräusch-Monitoring (Maschke et al., 2003)**

Parameter zum Geräusch-Monitoring	Empfindlichkeit
<b>Blutdruckmonitoring (kontinuierlich)</b>	<b>sehr hoch</b>
<b>Hautleitwert</b>	<b>sehr hoch</b>
<b>Hautleitwertvariabilität</b>	<b>sehr hoch</b>
<b>Hautpotential</b>	<b>sehr hoch</b>
<b>Herzfrequenz</b>	<b>sehr hoch</b>
<b>Herzfrequenzvariabilität</b>	<b>sehr hoch</b>
<b>Spontan-Elektroenzephalographie</b>	<b>sehr hoch</b>
Atemfrequenz	hoch
Blutdruckmonitoring (diskret)	hoch
Elektromyogramm	hoch
Gelegenheitsblutdruckmessung	gering
Vasokonstriktionsreaktion (Fingerpulsamplitude)	gering
Magen- und Darmmotilität	sehr gering
Pupillenerweiterung	sehr gering
Cortisol	von einzelnen Arbeitsgruppen vertreten
Aktographie	unklar; von einzelnen Arbeitsgruppen vertreten
Immunparameter	unklar; von einzelnen Arbeitsgruppen vertreten
Katecholamine	von einzelnen Arbeitsgruppen vertreten
Körperbewegungen	unklar; von einzelnen Arbeitsgruppen vertreten
Atemtiefe	unklar
Puls-Atem-Quotient	unklar
Pulswellengeschwindigkeit	unklar

Nachfolgend werden die Parameter mit einer sehr hohen Empfindlichkeit kurz erläutert.

### **Blutdruckmonitoring (kontinuierlich)**

Bei dem Blutdruckmonitoring kann einerseits der systolische (maximale) und der diastolische (minimale) Blutdruck ermittelt werden. Das bekannteste Verfahren zur Bestimmung des systolischen Blutdrucks ist die Methode nach Riva-Rocci (Riva-Rocci, 1896). Durch eine von Korotkoff entwickelte Methode konnte der diastolische Blutdruck bestimmt werden (Korotkoff, 1905). Die Bestimmung des Blutdruckes mittels dieser Verfahren ist allerdings nicht kontinuierlich durchführbar (Schandry, 1998). Lediglich der Istzustand des Blutdruckes kann festgestellt werden. Durch neuere Verfahren zur Blutdruckmessung können diese Einschränkungen reduziert werden. Mittels des Blutdruckmonitorings werden allgemein zuverlässige Vorhersagen für Erkrankungen des Herz-Kreislauf-Systems realisiert. Die Vorhersagen sind in der Untersuchung von Lärm auf Versuchspersonen insbesondere über einen längeren Zeitraum feststellbar (Maschke et al., 2003).

### **Hautleitwert**

Bereits seit 1879 sind elektrodermale Reaktionen bei emotionaler Anspannung bekannt (Drèze, 2001). Durch die relativ einfache Aufnahme der Messergebnisse ist diese Untersuchung der elektrodermalen Reaktionen bzw. der elektrodermalen Aktivität (EDA) weit verbreitet (Boucsein, 1988).

Für die Bestimmung des Hautleitwertes wird eine äußere Energie benötigt, diesbezüglich wird auch von einer „exosomatischen Größe“ gesprochen. Das aufgezeichnete Biosignal ist hingegen eine „endosomatische Größe“. Ursachen für die elektrodermalen Phänomene sind in den Schweißdrüsen begründet (Schandry, 1998). In Folge mentaler Aktivität, der Atmung oder in Folge von Stressreizen wird der Hautleitwert beeinflusst (Michel, 1981). Damit eignet sich die elektrodermale Reaktion zur Feststellung der psychophysiologischen Beanspruchung in Folge akustischer Stimuli bei wachen Menschen. Eine ausführliche Darstellung ist in Michael (2009) aufgeführt.

### **Hautleitwertvariabilität**

Eng verknüpft mit dem Hautleitwert ist die Hautleitwertvariabilität. Hierzu stehen dynamische Diagnoseverfahren zur Stressdiagnostik zu Verfügung. Anhand der dynamischen Diagnoseverfahren kann die Perioden-Häufigkeitsverteilung bestimmt und analysiert werden. Kurze Perioden stehen im Allgemeinen für eine Aktivierung/Hyperaktivierung und lange Perioden stehen für eine Deaktivierung/Hyperdeaktivierung (Hecht et al., 1999).

### **Hautpotential**

Neben dem Hautleitwert und der Hautleitwertvariabilität kann ebenfalls das Hautpotential zur Ermittlung der psychophysiologischen Beanspruchung ermittelt werden. Die feststellbaren Potentialunterschiede sind von den beiden zuvor aufgeführten Größen (Hautleitwert und Hautleitwertvariabilität) abhängig. Die Ergebnisse der Hautpotentiale bieten diesbezüglich kaum zusätzliche Informationen (Schandry, 1998).

### Herzfrequenz

Die Herzfrequenz ist ein äußerst empfindlicher Indikator, welcher sich für psychophysiologische Untersuchungen eignet (Maschke et al., 2003). Die Feststellung der Herzfrequenz wird über die Elektrokardiographie (EKG) erfasst. Erste Untersuchungen zur Elektrokardiographie am Menschen sind von Waller aus dem Jahre 1887 bekannt (Waller, 1887). Diese Untersuchungen wurden Ende des 19. Jahrhunderts von Einthoven fortgesetzt und optimiert. Im Jahre 1924 wurde Einthoven dafür mit dem Nobelpreis für Medizin und Physiologie ausgezeichnet.

Mit Hilfe der Elektrokardiographie können die Herzaktivitäten analysiert werden. Das Herz wird dabei vom „autonomen Nervensystem“ gesteuert. Dieser Anteil des Nervensystems sorgt entsprechend einer physischen und/oder psychischen Belastung für einen Gleichgewichtszustand der Herzfrequenz. Die Funktionsweise des autonomen Nervensystems ist bekannt (Schmidt et al., 2005). Der Herzfrequenz liegt während einer „normalen“ bzw. „entspannten“ Ruhephase bei gesunden Menschen zwischen  $60 \text{ min}^{-1}$  –  $70 \text{ min}^{-1}$  (Bob et al., 2009).

### Herzfrequenzvariabilität

Die Herzfrequenzvariabilität wird allgemein durch die Zeitreihe aufeinander folgender R-R-Intervalle oder durch die spektrale Verteilung anhand der Elektrokardiographie ermittelt. Damit fokussiert sich die Beschreibung der Herzfrequenzvariabilität auf mathematische Kenngrößen im Zeit- und Frequenzbereich (Esperer, 1994). Eine hohe Herzfrequenzvariabilität ist grundsätzlich ein Indikator für einen gesundheitlich guten Zustand. Mit zunehmender Konzentration sinkt allgemein die Herzfrequenzvariabilität ab (Michel, 1981). Die Ergebnisse anhand der Herzfrequenzvariabilität und der Herzfrequenz scheinen unabhängig voneinander zu sein (Agelink et al., 2001).

### Spontan-Elektroenzephalographie

Im Jahre 1924 wurde von Berger erstmalig ein Elektroenzephalogramm beim Menschen abgeleitet (Berger, 1930). Dieses hat sich im Verlauf der Jahre als das wichtigste Hilfsmittel zur Epilepsie-Diagnostik herausgestellt. Weitere Anwendungsbereiche der Elektroenzephalographie (EEG) sind die Lokalisation von partiellen Hirnfunktionsstörungen, die Feststellung der Narkosetiefe, die Abschätzung von cerebralen Störungen (Einschränkung der Vigilanz) und die Ermittlung des Hirntods. Ein wesentlicher Vorteil dieses Verfahrens ist die hohe zeitliche Auflösung entgegen bildgebenden Verfahren. Damit lassen sich die schnell ablaufenden informationsverarbeitenden Prozesse am Cortex gut feststellen. Dies ist insbesondere bei der Ermittlung evozierter Potentiale von Vorteil.

Mittels Spontan-EEG-Messungen sind Rückschlüsse auf den Aktivationszustand bzw. das zerebrale Aktivationsniveau einer Versuchsperson möglich. Das zerebrale Aktivationsniveau ergibt sich anhand des Rhythmus bzw. der Frequenzzusammensetzung der abgeleiteten Potentialschwankungen am Cortex (siehe Tabelle 2-2).

**Tabelle 2-2: Beschreibung der Spontan-EEG-Frequenzen und Zusammenhang zwischen der Spontan-EEG-Frequenzrhythmen und dem zerebralen Aktivationsniveau (Rupp, 2009; Zschocke, 2002)**

Frequenzbereich und Bezeichnung der Spontan-EEG-Frequenzen (Auszug)	
Frequenzbereich in Hz	Bezeichnung
8 – 13	Alpha-Rhythmus
13 – 30	Beta-Rhythmus
4 – 8	Theta-Rhythmus
0,5 – 4	Delta-Rhythmus
Zusammenhang zwischen dem Spontan-EEG-Frequenzrhythmus und dem zerebralen Aktivationsniveau (Auszug)	
Frequenzrhythmus	Zerebrales Aktivationsniveau
Alpha-Rhythmus	entspannter Wachzustand
Beta-Rhythmus	Reizwahrnehmung
Alpha- und Theta-Rhythmus	Dösen
Theta- und Delta-Rhythmus	Schlaf

Im Detail werden bei einer Spontan-EEG-Messung die cortical summierten Feldpotentiale, also biologische Signale, abgeleitet. Diese Feldpotentiale verändern sich entsprechend der jeweiligen Gehirnaktivität. Ursache hierfür sind synaptische Potentialschwankungen insbesondere der Pyramidenzellen und deren Dendriten, welche durch Ionenströme hervorgerufen werden. Die Ionenströme entstehen, sobald Neurotransmitter in den Synapsen freigesetzt und damit Ionenkanäle geöffnet werden. Daraus ergeben sich Veränderungen der Potentialdifferenzen zwischen Intra- und Extrazellulärraum. Zum Ausgleich dieser Veränderungen erfolgen Ionenströme im Extrazellulärraum, welche sich im Großhirn (*Cerebrum*) ausbreiten. Da die Ionenströme in diesem Zellulärraum auf verschiedene Gewebswiderstände stoßen, werden elektrische Spannungen erzeugt, welche auch als Feldpotentiale bezeichnet werden. Änderungen der Feldpotentiale lassen sich auf der Kopfhaut ableiten. Synchrone synaptische Aktivierungen von mehreren Tausend Nervenzellen bilden die Basis für die Spontan-EEG-Messung. Die Aktionspotentiale der Nervenzellen haben keinen direkten Einfluss auf eine Spontan-EEG-Messung. Weitere detaillierte Beschreibungen zur Aktivierung der elektrischen Feldpotentiale sind Zschocke (2002) zu entnehmen.

---

## **3. Stand der Wissenschaft und Technik**

### **3.1 Geräuschoptimierung**

Durch eine Verringerung der Geräuschbelastung und/oder eine Verbesserung der Geräuschqualität kann eine Geräuschoptimierung realisiert werden. Dass die Relevanz zur Geräuschbewertung und -optimierung auch bei Haushaltsgeräten (und speziell Küchengeräten) vorhanden ist, wird durch aktuelle Forschungsprojekte belegt. In diesen Forschungsprojekten wurden ein Lästigkeitsmodelle für laute Küchengeräte geprüft (Sereinig, 2010), psychoakustische Analysen von Haushaltsgeräten durchgeführt (Quadroni, 2010) und daraus spezifische Verbesserungen abgeleitet (Ih et al., 2003; Jurc et al., 2010), der Einfluss des „Soundscapes“ bei Haushaltsgeräten untersucht (Steffens, 2013) oder die Geräuschemission von Haushaltsgeräten simuliert (Beckmann et al., 2004).

#### **3.1.1 Konstruktive Maßnahmen**

Die Darstellung zum Stand der Technik bei der Geräuschoptimierung von kleinen, elektromotorisch angetriebenen Küchengeräten fokussiert sich auf allgemein gültige Erkenntnisse und konstruktive Maßnahmen, da für den speziellen Anwendungsfall nur wenige nennenswerte Untersuchungsergebnisse vorhanden sind.

Bevor Maßnahmen zur Geräuschoptimierung ausgewählt werden, ist die Geräuschanregung, Geräuschübertragung und Geräuschabstrahlung grundsätzlich zu analysieren. Bei komplexen Maschinen und Anlagen kommen hierzu Schallflussanalysen (Bestimmung der Schallquellen, und der Schallleitungswege, Bewertung der Schallabstrahlung) zur Anwendung. Aufbauend auf die Schallflussanalyse werden die Geräuschquellen für gewöhnlich gewichtet, um eine Auswahl von Maßnahmen zur Geräuschreduktion zu erleichtern. Für die Geräuschreduktion stehen „primäre“, „sekundäre“ und „tertiäre“ Maßnahmen zur Auswahl. Die primären Maßnahmen zur Geräuschreduktion führen zu einer direkten Beeinflussung der Geräuschanregung, -übertragung und -abstrahlung innerhalb der Systemgrenze. Die sekundären Maßnahmen zur Geräuschreduktion modifizieren die Geräuschausbreitung. Anhand der tertiären Maßnahmen wird die Geräuschimmission beeinflusst (z.B. Nutzung von Gehörschutz). Die folgenden Ausführungen betrachten die (konstruktiven) Maßnahmen zur Geräuschreduktion und einer damit verbundenen Geräuschoptimierung. Somit werden die tertiären Maßnahmen vernachlässigt. Weiterhin werden die primären Maßnahmen gegenüber den sekundären Maßnahmen bevorzugt, da die primären Maßnahmen wesentlich effektiver in Hinblick auf die Geräuschreduktion sind (Lips, 2010; Schirmer, 2006).

Zu den primären Maßnahmen der Geräuschreduktion zählen u.a. eine Strömungsoptimierung (z.B. größere Strömungskanäle, aerodynamisch günstigere Formgebung), eine Parameteroptimierung (z.B. kleinere Drehzahlen mit vergleichbarer Effizienz) und/oder eine Optimierung der Stoßanregung (z.B. geringere bewegte Massen des beweglichen Körpers, größere Masse des feststehenden Körpers, kleinere Stoßgeschwindigkeiten, längere Stoßdauern) (Lips, 2010; Henn et al., 2008).

Zu den sekundären Maßnahmen der Geräuschreduktion zählen eine Gehäuse- bzw. Strukturgestaltung mittels Zusatzmassen, Versteifungen und Dämpfungsbelägen. Weiterhin gehören u.a. Schallschutzkapseln, schallabsorbierenden Kanalauskleidungen und Körperschallisolationen zu den sekundären Maßnahmen der Geräuschreduktion. Insbesondere bei Körperschall gilt, die dynamische Steifigkeit der eingebundenen Bauteile zu erhöhen, da mit steigender Frequenz die Anregungskräfte abnehmen. Durch die Einbindung elastischer Lagerungselemente wird hingegen eine Weiterleitung von Körperschall eingeschränkt. Die Eigenfrequenzen der elastischen Lagerung sollten dabei weit unterhalb der Anregungsfrequenz liegen (Bathelt, 2010).

Grundsätzlich gilt, dass die konstruktive Gestaltung lärmarmer Maschinen für gewöhnlich in der Konzeptphase beginnt. Nachträglich durchgeführte Maßnahmen weisen für gewöhnlich ein geringeres Reduktionspotential auf. Als wesentliche Verbesserungen können Pegelunterschiede von  $> 3 \text{ dB(A)}$  im Vergleich zum Ausgangszustand angesehen werden (Schirmer, 2006).

Auch im Bereich der Geräuschoptimierung kommen verstärkt numerische Verfahren zur Anwendung. Die gesteigerte Leistungsfähigkeit der numerischen Verfahren hat diese Entwicklung begünstigt. Bei den numerischen Verfahren handelt es sich vornehmlich um Elementverfahren wie die Finite-Elemente-Methode (Dreyer et al., 2006) und die Boundary-Elemente-Methode (Beckmann et al., 2004). Bei beiden Verfahren werden die physikalischen Vorgänge in dem jeweiligen Medium u.a. anhand der Helmholtz-Gleichung beschrieben. Die Übereinstimmung zwischen gemessener und berechneter Schallfeldgrößen ist groß. Ebenso ist das Verfahren der Statistischen-Energie-Analyse weit verbreitet (von Estorff et al., 2010). Vor- und Nachteile der Verfahren sind u.a. in Genuit (2010) aufgeführt.

### 3.1.2 Verbesserung der Geräuschqualität

Die Geräuschqualität gewinnt zunehmend an Bedeutung. Zur Validierung der Geräuschqualität wird neben den physikalischen Größen eine menschliche Bewertung einbezogen. Die menschliche Bewertung wird allerdings durch eine Vielzahl von Parametern beeinflusst (u.a. Auswahlkriterien für Versuchspersonen, intra- und interindividuelle Unterschiede der Geräuschwahrnehmung der Versuchspersonen, Messumgebung). Untersuchungen in diesem Kontext sind insbesondere aus der Automobilindustrie bekannt (Fastl, 2007; Genuit, 2010; Schulte-Fortkamp et al., 2005).

Allgemein wird bei der Geräuschqualität von einer mehrdimensionalen Größe gesprochen, da unterschiedliche eindimensionale psychoakustische Parameter (vgl. Kapitel 2.3) in verschiedenem Ausmaß auf die Geräuschwahrnehmung Einfluss nehmen. Eine Beeinflussung der Geräuschqualität führt i.d.R. nicht zu einer einheitlichen Verringerung aller psychoakustischer Parameter (Genuit et al., 2014).

Nachfolgend wird ein Modell aufgeführt, welches eine Untersuchung der Geräuschqualität darstellt. Mittels dieses Modells werden Indikatoren für eine „gute“ oder „schlechte“ Geräuschqualität anhand von physikalisch messbaren Parametern bestimmt (Patsouras, 2003). Zur Bewertung einzelner Parameter werden Methoden wie u.a. Paarvergleich, Rangordnung, Kategorialbeurteilung oder Größenschätzungsverfahren eingebunden (Bortz, 2005; Fastl, 2002; Genuit, 2010).

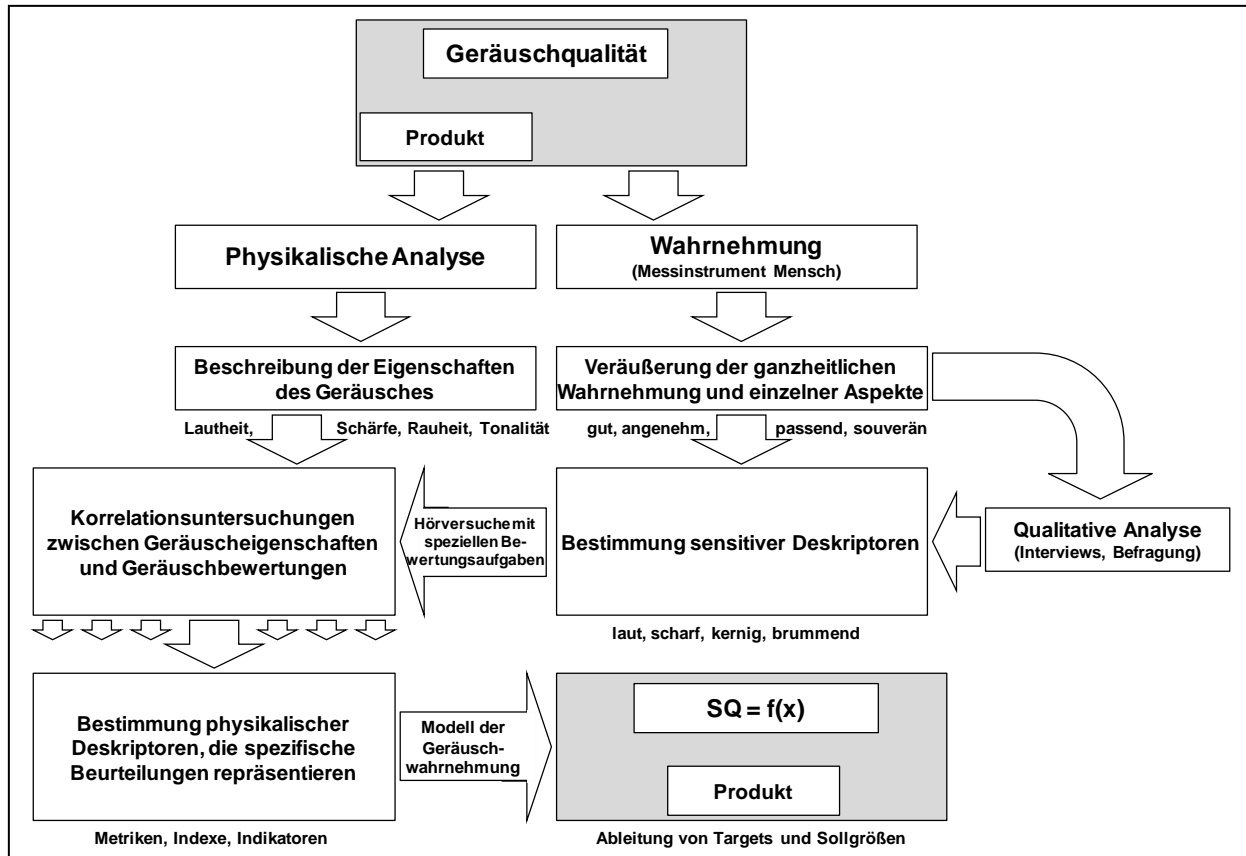


Abbildung 3-1: Modell zur Untersuchung der Geräuschqualität (Genuit, 2010)

Eine vergleichbare Vorgehensweise zur Optimierung der Geräuschqualität ist von (Sereinig, 2010) angewandt worden. Anhand der Untersuchungen wurde ein Lästigkeitsmodell für Standmixer aufgestellt. Dieses Lästigkeitsmodell wurde durch eine Gegenüberstellung der subjektiven Wahrnehmung und der (gewichteten) physikalischen und psychoakustischen Messergebnisse generiert. Mit dem Modell (siehe Abbildung 3-2) wurde u.a. ein linearer Zusammenhang zwischen subjektiver Bewertung und objektiv erfassbaren Parametern abgeleitet. Die Betriebsparameter und insbesondere die Verarbeitungsmedien hatten einen großen Einfluss auf die Versuchsergebnisse.



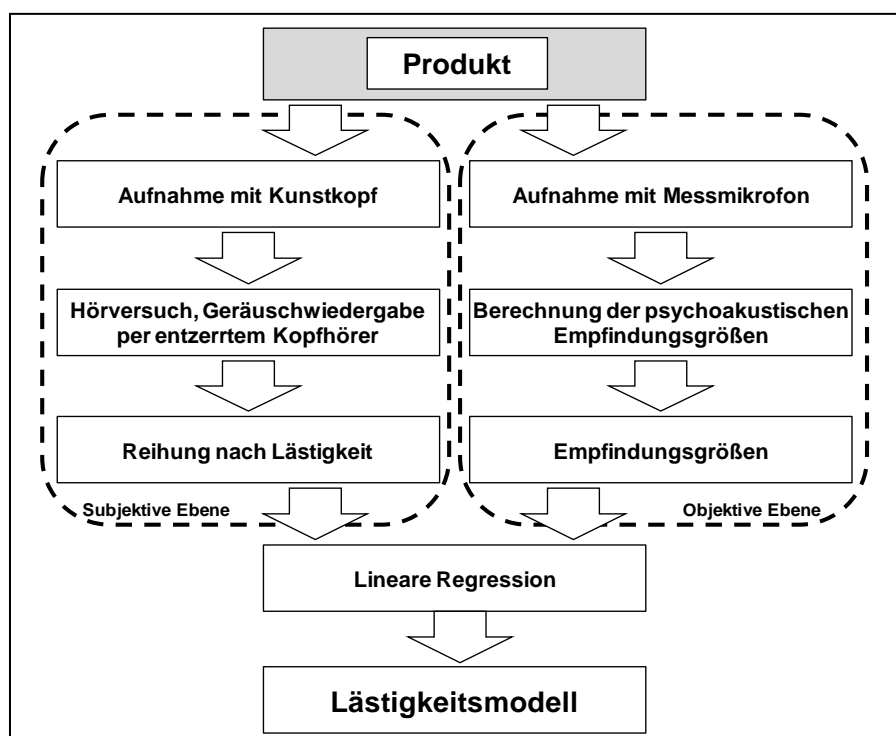


Abbildung 3-2: Modell zur Bestimmung der Lästigkeit (Sereinig, 2010)

Zur Bestimmung der Lästigkeit wurden auch Untersuchungen von Fastl et al. (2007) durchgeführt. Eine Berechnung der Lästigkeit wurde entwickelt, welche die dominante Lautstärke, Schärfe, Fluktuationsstärke und Rauheit einbezieht.

### 3.1.3 Reduktion der Geräuschbeanspruchung

Eine Verringerung der Geräuschbeanspruchung kann durch verschiedene Reizantworten festgestellt werden. Neben den psychischen Reizantworten ab 30 – 40 dB(A) können auch die vegetativen Reizantworten ab 65 – 75 dB(A) genutzt werden (Griefahn, 1996; Köckemann, 2002). Da die Geräuschemissionen in einer Küche im Bereich von ca. 40 – 90 dB(A) liegen (Jackson et al., 1975; Spessert et al., 2007), können die psychischen und/oder vegetativen Reizantworten zur Überprüfung der psychophysiologischen Geräuschbeanspruchung genutzt werden. Eine Verringerung der Geräuschbeanspruchung wird insbesondere durch eine Modifizierung der „lautesten“ Geräuschquelle beeinflusst.

Bei der Auswahl und Umsetzung von Maßnahmen zur Geräuschreduktion ist zu berücksichtigen, dass nicht kontrollierbarer Lärm störender wahrgenommen wird als kontrollierbarer Lärm (Eisenhardt, 2008). Weiterhin ist bekannt, dass eine Pegelreduktion von 1 dB „gerade noch“ und eine Pegeldifferenz von 3 dB „gut“ subjektiv wahrnehmbar ist (Schuschke et al., 2002).

## 3.2 Untersuchungsmethoden

In diesem Abschnitt wird der aktuelle Stand der Wissenschaft für die Untersuchungen zum Geräusch-Monitoring mit hoher Empfindlichkeit (vgl. Kapitel 2.5.2) betrachtet. Allgemein erfolgt

beim Geräusch-Monitoring hauptsächlich ein Vergleich zwischen unterschiedlichen akustischen Stimuli zueinander und/oder zwischen Ruhezustand und akustischen Stimulus. Als akustische Stimuli dienen für gewöhnlich unterschiedliche Musikstücke (z.B. klassische Musik) und/oder verschiedene Lärmarten (z.B. weißes Rauschen (konstante Amplitude bei zunehmender Frequenz), Straßenlärm, Fluglärm, Schienenlärm). Der Stand der Wissenschaft ist nachfolgend den jeweiligen Untersuchungsmethoden zugeordnet.

### 3.2.1 Blutdruckmonitoring

Bei hörgesunden Menschen steigt der diastolische Blutdruck (minimale Blutdruck in der Herzfüllungsphase) aber auch der systolische Blutdruck (maximaler Blutdruck in der Herzauswurfphase) unter Lärmeinwirkung an (Petiot et al., 1992; Sancini et al., 2012). Bei hörgeschädigten Personen konnte im Vergleich dazu keine signifikante Veränderung des Blutdrucks ermittelt werden (Sancini et al., 2012). In einer Langzeituntersuchung wurde von Schust et al. (1998) und Sørensen et al. (2011) hingegen lediglich ein Anstieg des systolischen Blutdruckes ermittelt. Untersuchungen von Tomei et al. (2000) zeigten auf, dass insbesondere bei langjährigen hohen Arbeitslärmbelastungen der diastolische Blutdruck ansteigt. Diese Erkenntnis konnte von Lusk et al. (2002) bestätigt werden.

Allerdings sind auch Ergebnisse bekannt, welche keine Unterschiede des Blutdruckes bei erwachsenen Menschen in Folge einer Lärmeinwirkung ermittelt haben (Babisch (B), 2000). Ähnliche Ergebnisse sind auch in Untersuchungen von Fauvel et al. (2003) und Sparrenberger et al. (2008) bekannt. In diesen Untersuchungen konnte keine Veränderung des Blutdrucks in Folge von Stress festgestellt werden. Allerdings wurde in den Untersuchungen kein akustischer Stimulus als Stressor genutzt.

Einige Untersuchungen betrachten als Folge von Lärmbelastung auch kardiovaskuläre Erkrankungen. Ein Zusammenhang zwischen Lärmbelastung und kardiovaskulärer Erkrankungen konnte insbesondere über einen längeren Versuchszeitraum bestätigt werden (Sobotova et al., 2010; Argalášová-Sobotová et al., 2013). Eine der Folgen einer kardiovaskulären Erkrankung stellte ein zu hoher mittlerer Blutdruck dar.

Weiterhin ist bei dem Blutdruckmonitoring zu berücksichtigen, dass u.a. durch eine psychische und/oder physische Beanspruchung (z.B. in Folge der Messdurchführung und -umgebung), das Alter, die Rauchgewohnheiten, die körperliche Aktivität, das Körpergewicht und das Geschlecht die Ergebnisse der Untersuchungen wesentlich beeinflusst werden können (Eckert, 2006; Verrij et al., 2008).

### 3.2.2 EDA-Messungen

In Folge von akustischen Stimuli sind elektrodermale Reaktionen (in Folge des Hautleitwertes, der Hautleitwertvariabilität und des Hautpotentials) feststellbar. Signifikante Unterschiede des Hautleitwertes konnten bei einer Stimulierung mit weißem Rauschen in Bezug zum Grundgeräuschpegel festgestellt werden (Klosterkötter et al., 1974). In einer Untersuchung von Röttges (2008) wurde der Hautleitwert zur objektiven Analyse der Wahrnehmung von Verkehrsgerauschen genutzt. Anhand der Untersuchungen wurde ein modifizierter Motor im Vergleich zu einem Serienmotor gegenübergestellt. Tendenzielle Unterschiede konnten anhand des Hautleit-

wertes abgeleitet werden. Hierzu sind auch Untersuchungen bekannt, welche unterschiedliche elektrodermale Reaktionen in Folge verschiedener akustischer Stimuli (hervorgerufen durch unterschiedliche Fahrzeugarten) feststellten (Notbohm et al., 2002).

Weiterhin ist davon auszugehen, dass bei EDA-Messungen eine konsistente Übereinstimmung zwischen der subjektiven Wahrnehmung und der psychophysiologischen Reaktion festzustellen ist, d.h. die am negativsten wahrgenommenen Geräusche führen zu den größten psychophysiologischen Reaktionen (Zodrow, 2005).

Aber auch die elektrodermalen Messungen sind von mehreren Parametern abhängig, welche die Versuchsergebnisse beeinflussen können. In diesen Zusammenhang sind u.a. das Alter, das Geschlecht, die physische Beanspruchung oder das Rauchverhalten zu nennen. In Untersuchungen mit Verkehrslärm als akustischen Stimulus wurden von Frerich (2012) einige der genannten Parameter analysiert.

### 3.2.3 EKG-Messungen

In der Literatur sind ebenfalls Ergebnisse in Zusammenhang mit Lärm und der sich daraus verändernden Herzfrequenz bekannt. Eine Veränderung der Herzfrequenz wird auf eine veränderte Wachsamkeit bzw. Vigilanz zurückgeführt. Von Marcellini et al. (2003) und Tzaneva et al. (2001) wurde ein Anstieg der Herzfrequenz in Zusammenhang mit einer Lärmbelastung festgestellt. Ebenfalls konnte dies von Parrot et al. (1992) bestätigt werden. Parrot et al. (1992) ermittelte bei Untersuchungen mit Verkehrslärm und rosa Rauschen (abnehmende Amplitude bei zunehmender Frequenz) einen Anstieg der Herzfrequenz während der Geräuschbelastung. Weitere Untersuchungen betrachteten häufig den Einfluss von Lärm während der Schlafphasen (Tassi et al., 2010). In einer Untersuchung von Schwarze et al. (1993) konnte festgestellt werden, dass Geräuschquellen mit unterschiedlichem Informationsgehalt zu verschiedenen Reaktionsstärken der zentralnervösen Aktivierung trotz gleicher Lautstärke führen können.

Neben der Herzfrequenz wurde auch häufig die Herzratenvariabilität bei verschiedenen akustischen Stimuli analysiert (Alvarsson et al., 2010; Schipke et al., 2001). Bei Untersuchungen von Tzaneva et al. (2001) konnte festgestellt werden, dass zu Beginn einer Beschallung die Standardabweichungen und die Mittelwerte der aufeinander folgenden Differenzen der Herzratenvariabilität sanken. Über die Versuchsdauer erfolgte eine Annäherung an den Ausgangszustand, welcher allerdings nicht wieder erreicht wurde. In Untersuchungen von Frerich (2012) konnte im Vergleich von Ruhegeräusch zu Verkehrsgeräusch ein tendenzieller Abfall der Herzratenvariabilität festgestellt werden. Nach der Geräuschbelastung betrug die Herzratenvariabilität einen höheren Wert als im Ruhezustand vor der Geräuschbelastung. Quantitativ unterschiedliche Messergebnisse wurden in Hinblick auf die Versuchspersonen (Alter und Geschlecht) festgestellt. Weitere relevante Parameter sind u.a. die Atmung, die Genetik, die zirkadiane Rhythmik und der Konsum von Nahrungsmitteln, Kaffee und/oder Nikotin (Pfister et al., 2006).

Ebenfalls sich Forschungsergebnisse mit unterschiedlichen Musikstücken als akustische Stimuli bekannt (Okada et al., 2009). Im Mittelpunkt der Untersuchungen standen häufig unangenehme und angenehme Musikstücke (Roque et al., 2013). Diese Musikstücke führten zu unterschiedlichen Wahrnehmungen, die wiederum Einfluss auf die Ergebnisse der EKG-Messung

hatten (Hodges, 2010). Der Einfluss der Lautstärke auf die EKG-Messung schien dabei untergeordnet zu sein. In diesen Zusammenhang wurde von Staum et al. (2000) festgestellt, dass bei Musikstücken mit subjektiv geringeren Lautstärken keine signifikanten Herzfrequenzunterschiede festzustellen waren.

### 3.2.4 Spontan-EEG-Messungen

In einem entspannten Wachzustand und bei geschlossenen Augen ist bei circa 85 % der erwachsenen Menschen ein dominanter Alpha-Rhythmus an dem occipitalen und parietalen Cortex feststellbar (Nunez, 1981; Rupp, 2009; Zschocke, 2002). Der entspannte Wachzustand dient für gewöhnlich als Bezug für Untersuchungen mittels Spontan-EEG. Dabei kann der entspannte Wachzustand u.a. anhand der Leistungsdichte (-verteilung) bestimmt werden. Durch eine Beeinflussung des Wachzustandes verändert sich das zerebrale Aktivationsniveau. Allgemein bekannt ist, dass der Alpha-Rhythmus bei geöffneten Augen sowie bei mittleren bis schweren Denkaufgaben blockiert wird (Berger, 1930; Nunez et al., 2001). Bei der Wahrnehmung von Musik reduziert sich somit ebenfalls der Alpha-Rhythmus (Urakami et al., 2013). Weitere Untersuchungen sind hierzu bekannt, welche in Folge einer Beanspruchung eine reduzierte Leistung des Alpha-Rhythmus feststellen konnten (Faber et al., 1999).

Weiterhin kann der Alpha-Rhythmus auch in zwei weitere Untergruppen untergliedert werden. Der „Alpha2“-Rhythmus entspricht dabei einem Frequenzbereich von 10 Hz bis 13 Hz und der „Alpha1“-Rhythmus entspricht dem Frequenzbereich von 7 Hz bis 10 Hz (Petsche et al., 1997). Der Alpha2-Rhythmus ist dabei der Indikator für eine Entspannung. Hingegen ist der Alpha1-Rhythmus u.a. ein Indikator für eine Aufrechterhaltung von Aufmerksamkeit (Orekhova et al., 2001; Pennekamp et al., 1994), zur Konzeptbildung (Bösel, 1992; Bösel et al., 1990) oder zum Kurzzeitgedächtnis (Krause et al., 2000).

Neben dem Alpha-Rhythmus sind auch der Beta-, Theta- und Delta-Rhythmus im Spontan-EEG vorhanden (vgl. Kapitel 2.5.2). Der Beta-Rhythmus weist auf ein erhöhtes zerebrales Aktivationsniveau hin. Das erhöhte zerebrale Aktivationsniveau wird durch eine größere Aufmerksamkeit, Konzentration oder durch eine Stresssituation hervorgerufen. Bei einer Verringerung des zerebralen Aktivationsniveaus kommt es zu einer Verschiebung der dominanten Frequenzanteile der Leistungsdichte über den Bereich des Alpha-Rhythmus in den Bereich des Theta-Rhythmus. Der Theta-Rhythmus und Delta-Rhythmus wird insbesondere mit Schlaf- und Ruhephasen in Verbindung gebracht (Zschocke, 2002).

Untersuchungen zur Geräuschoptimierung von technischen Geräten mittels Spontan-EEG-Messungen sind bisher nicht bekannt.

## 4. Hypothese

Zur Verbesserung des Geräuschkomforts und zur Verringerung der Geräuschbelastung insbesondere in der Freizeit werden für gewöhnlich Befragungen der subjektiven Geräuschwahrnehmung und Untersuchungen der physikalischen Parameter eines Geräusches vorgenommen. Allerdings sind auch Untersuchungen der psychophysiologischen Beanspruchung möglich, um Geräuschmodifikationen hinsichtlich der Wachsamkeit bzw. Aufmerksamkeit zu bewerten und daraus Handlungsempfehlungen für weniger störende Gerätegeräusche abzuleiten (siehe Abbildung 4-1).

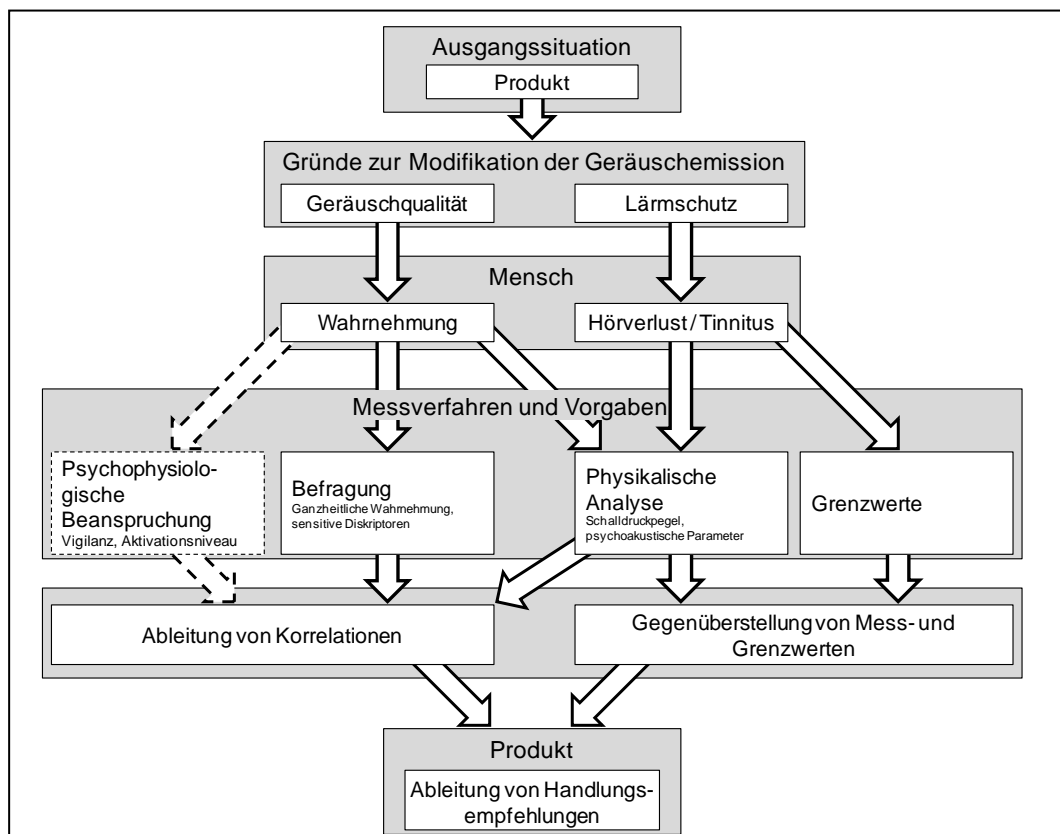


Abbildung 4-1: Maßnahmen zur Generierung von Handlungsempfehlungen zur Geräuschmodifikation

Die Untersuchung der psychophysiologischen Beanspruchung zur Ableitung von Handlungsempfehlungen soll an einem exemplarischen Beispiel untersucht werden. Diesbezüglich ergibt sich die nachfolgende Hypothese unter Berücksichtigung der bereits aufgeführten Fragestellungen (vgl. Kapitel 1.2) sowie des Standes der Wissenschaft und Technik (vgl. Kapitel 3).

*Mit einfachen Maßnahmen der Technischen Akustik lässt sich das Niveau der psychophysiologischen Beanspruchung durch Lebensmittel verarbeitende Geräte signifikant senken.*

Diese Hypothese gilt es im Verlauf der Dissertation zu prüfen bzw. zu widerlegen. Hierzu erfolgt neben der Einbindung der objektiven Untersuchungsergebnisse und der physikalischen Parameter ebenfalls eine Berücksichtigung der subjektiven Untersuchungsergebnisse.

---

## **5. Methodik**

### **5.1 Vorgehensweise**

Die Untersuchungen beginnen mit der Auswahl und detaillierten Beschreibung eines beispielhaften, sowie besonders lauten und unangenehm klingenden Gerätes zur Lebensmittelverarbeitung aus dem Haushaltsbereich. Nach der Auswahl eines solchen Gerätes werden die Geräuschquellen analysiert und Maßnahmen zur Geräuschreduktion praktisch umgesetzt. Die modifizierten Geräusche bzw. Geräuschvarianten werden im Anschluss mit dem Geräusch im Ausgangszustand gegenübergestellt. Der sich daraus ergebende Vergleich betrachtet sowohl die Pegeldifferenzen als auch die Unterschiede hinsichtlich der psychoakustischen Parameter. Aufbauend auf diesen Ergebnissen erfolgen eine Auswahl von Geräuschvarianten und eine Generierung einer Geräuschmatrix. Die Geräuschmatrix wird anschließend vergleichbaren Versuchspersonen vorgespielt. Die Vergleichbarkeit der Versuchspersonen wird anhand der persönlichen Daten (u.a. Alter, Geschlecht, Rechtshändigkeit), einer Hörschwellenbestimmung und einer Befragung sichergestellt. Vor dem Abspielen der ersten Geräuschvariante und nach dem Abspielen der letzten Geräuschvariante wird eine Ruhephase in die Geräuschmatrix eingebaut. Die Ruhephase dient als Bezug für die Veränderungen der psychophysiologischen Beanspruchung während der Beschallung. Im Anschluss an die Beschallung erfolgt eine weitere Befragung der Versuchspersonen, um die subjektive Geräuschwahrnehmung zu erfassen. Die Ergebnisse werden gegenübergestellt und analysiert. Abschließend werden Handlungsempfehlungen für eine Optimierung der untersuchten Geräte abgeleitet.

### **5.2 Anforderungen**

#### **5.2.1 Geräuschquelle**

Zur Überprüfung der aufgestellten Hypothese ist ein definiertes Gerät zur Lebensmittelverarbeitung aus dem Haushaltbereich anhand einer „physikalischen Analyse“ (vgl. Abbildung 3-1) auszuwählen. Das ausgewählte Gerät soll eine besonders große Geräuschemission hervorrufen, um eine anschließende Geräuschmodifikation besser wahrnehmbar zu machen. Zusätzlich ist ein besonders lautes Haushaltsgerät zu favorisieren, um eine Zweckdienlichkeit einer Geräuschoptimierung sicher zu stellen. Weiterhin soll das ausgewählte Gerät nicht nur eine Geräuschanregungsart aufweisen, um eine größere Auswahl von Maßnahmen zur Geräuschmodifikation zur Verfügung zu haben. Eine Überprüfung der eigenen Untersuchungen ist anzustreben, d.h. mehrere Geräte der ausgewählten Geräuschquelle sollen erworben und analysiert werden.

Die ausgewählten Maßnahmen zur Geräuschmodifikation sollen einfach und kostengünstig umzusetzen sein. Diese Vorgabe ist erforderlich, um die Modifikationsmaßnahmen auch für die Hersteller der ausgewählten Geräte lukrativ und interessant zu machen. Weiterhin sollen durch die Modifikationsmaßnahmen Pegeldifferenzen von mindestens 1 – 3 dB erzielt werden, um

einen subjektiv wahrnehmbaren Unterschied zu realisieren (Schuschke et al., 2002). Die Überprüfung der akustischen Modifikationsmaßnahmen soll durch ein genormtes Messverfahren ermöglicht werden. Die psychoakustischen Parameter und deren Veränderungen sind ebenso mittels genormter Verfahren zu analysieren. Ein genormtes Verfahren ist hinsichtlich der Vergleichbarkeit mit anderweitigen Forschungsergebnissen essential. Zusätzlich ist zur Absicherung der Ergebnisse ein geeignetes Verfahren zur statistischen Analyse der Messdaten auszuwählen.

### **5.2.2 Geräuschmatrix**

Für die nachfolgenden Untersuchungen zur Bestimmung der psychophysiologischen Geräuschbeanspruchung soll eine Geräuschmatrix erstellt werden. Die Geräuschmatrix soll einen Vergleich zwischen dem Ausgangszustand und modifizierten Geräuschen sowie zwischen unterschiedlichen modifizierten Geräuschen ermöglichen. Die Reihenfolge der innerhalb der Geräuschmatrix eingebundenen Geräuschvarianten kann sowohl zufällig als auch konstant erfolgen. Zusätzlich sollen die ausgewählten Geräuschvarianten jeweils zweimal in die Geräuschmatrix eingebunden werden, um die Beeinflussung der psychophysiologischen Beanspruchung anhand zweier Messungen zu überprüfen. Ruhephasen sind ebenfalls in die Geräuschmatrix einzubeziehen. Mit den Ruhephasen wird der Ausgangszustand und somit der Bezug für einen entspannten Wachzustand bestimmt. Die zeitliche Dauer der Geräuschmatrix soll in einem aussagefähigen aber auch vertretbaren Umfang bleiben, um keine Ermüdungs- und/oder Stresssituationen hervorzurufen (Maschke et al., 2003). In diesem Zusammenhang werden auch die ausgewählten Geräuschquellen und deren „gewöhnliche“ Nutzungsdauer im Haushaltsbereich eine gewisse Berücksichtigung finden.

### **5.2.3 Versuchspersonen**

Bei den Untersuchungen sollen homogene Versuchspersonen eingebunden werden. Die Anzahl der Versuchspersonen soll eine Mindestanzahl von 20 Versuchspersonen aufweisen. Durch die Mindestanzahl und Vergleichbarkeit der Versuchspersonen kann eine Basis für repräsentative Ergebnisse erzielt werden. Die Einschlusskriterien für die homogenen Versuchspersonen müssen das Geschlecht, das Alter, die Hörgesundheit, die Händigkeit und der Bezug zu Lebensmittel verarbeitenden Haushaltsgeräten berücksichtigen. Zusätzlich ist eine Befragung der Versuchspersonen am Versuchstag hinsichtlich aktueller Hörbeeinträchtigungen (z.B. Einnahme von Medikamenten, aktuelle Hörprobleme) erforderlich, da diese Beeinträchtigungen die Untersuchung und die damit in Zusammenhang stehenden Ergebnisse beeinflussen können.

### **5.2.4 Untersuchung der Geräuschbeanspruchung**

Eine Überprüfung der psychophysiologischen Geräuschbeanspruchung soll durch mindestens zwei unterschiedliche objektiv messbare Untersuchungsmethoden angestrebt werden. Die Aufnahme der Messergebnisse muss zeitgleich erfolgen, um die Resultate miteinander vergleichen zu können. Weiterhin müssen die Untersuchungsmethoden eine hohe Empfindlichkeit aufweisen, um auch in Folge geringer Unterschiede der akustischen Stimuli eine Analyse zu

ermöglichen. Bei den Untersuchungsmethoden soll es sich zusätzlich um nicht invasive Verfahren handeln, da eine Beeinträchtigung der Versuchspersonen durch die Untersuchung in Folge invasiver Verfahren nicht auszuschließen ist.

### 5.2.5 Subjektive Geräuschwahrnehmung

Die subjektive Geräuschwahrnehmung soll anhand einer Befragung ermittelt werden. Die Ergebnisse der Befragung sollen zur Gegenüberstellung der im Mittelpunkt stehenden psychophysiologischen Geräuschbeanspruchung dienen. Diesbezüglich ist eine „Veräußerung der ganzheitlichen Wahrnehmung“ (vgl. Abbildung 3-1) ausreichend. Auf eine Bestimmung „sensitiver Deskriptoren“ und „qualitativer Analysen“ kann damit verzichtet werden.

### 5.2.6 Fehlerbetrachtung

Grundsätzlich sind alle Messergebnisse kritisch zu hinterfragen. Aus diesem Grund sind mittels geeigneter statistischer Methoden die Streuung der Messergebnisse, Trends und signifikante Unterschiede zu erfassen und zu prüfen.

## 5.3 Auswahl und Durchführung

### 5.3.1 Geräuschquelle

#### 5.3.1.1 Voruntersuchungen

Für die Auswahl der Geräuschquellen werden umfangreiche Ergebnisse aus Voruntersuchungen genutzt. Hierzu ist nachfolgend ein allgemeiner Überblick über diverse elektrisch angetriebene Kleingeräte zur Lebensmittelverarbeitung aus einer Küche dargestellt (Spessert et al., 2007). Die A-bewerteten Schalldruckpegel repräsentieren die Geräuschbelastung der Nutzer während des Betriebes des jeweiligen Gerätes. Weiterhin ergeben sich unterschiedliche Schalldruckpegel in Abhängigkeit vom Typ bzw. Hersteller, Betriebszustand (Drehzahl, Füllstand, elektr. Leistungsaufnahme) und Füll- bzw. Verarbeitungsmedium (siehe Tabelle 5-1).

**Tabelle 5-1: A-bewerteter Schalldruckpegel ( $L_{pA}$ ) am Benutzerohr von elektrisch angetriebenen Kleingeräten zur Lebensmittelverarbeitung (Auszug) (Spessert et al., 2007)**

Geräteart	Abstand in m	$L_{pA}$ in dB(A)
<b>Standmixer</b>	<b>0,6</b>	<b>82 – 91</b>
Handmixer	0,6	77 – 86
elektr. Kaffeemühlen	0,6	71 – 83
elektr. Getreidemühle	0,6	75 – 79
Espressomaschinen	0,6	61 – 71



Anhand der dargestellten Schalldruckpegel werden Standmixer als Geräuschquelle für Folgeuntersuchungen ausgewählt. Durch eine Gegenüberstellung von unterschiedlichen Standmixern hat sich insbesondere ein preiswerter Standmixer mit einer mittleren elektrischen Aufnahmeleistung als besonders laute Geräuschquelle herausgestellt (siehe Tabelle 5-2). Bei dem besonders lauten Standmixer handelt es sich um den Severin SM 3714. Dieser Standmixer wird deshalb für die weiteren Untersuchungen als Bezug ausgewählt. Zur Absicherung der Untersuchungen werden drei neuwertige Standmixer desselben Typs erworben und im Folgenden untersucht. Geringfügige Unterschiede zwischen den zu untersuchenden „neuen“ Standmixern und den zuvor untersuchten „alten“ Standmixern konnten bei der konstruktiven Gestaltung der Kupplung und der Bodenpartie festgestellt werden.

**Tabelle 5-2: A-bewerteter Schalldruckpegel ( $L_{pA}$ ) am Benutzerohr (Abstand 0,6 m) von unterschiedlichen Standmixern (Spessert et al., 2007)**

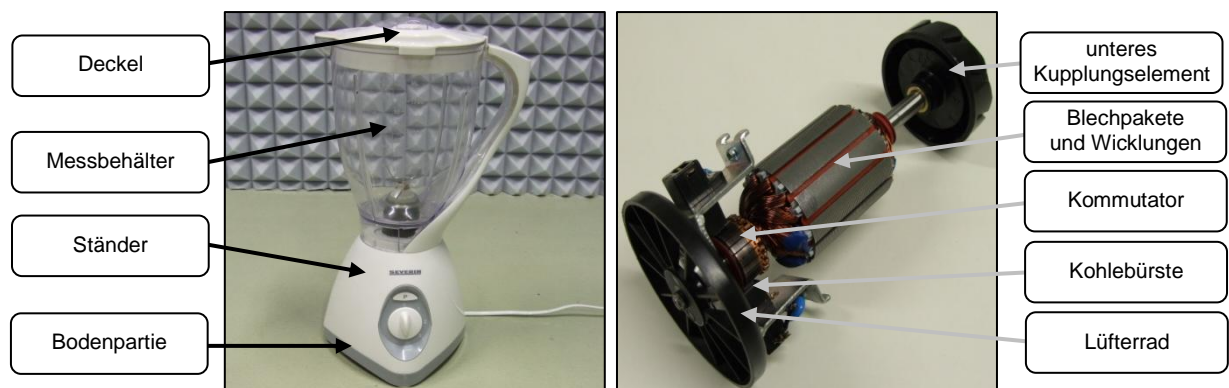
Hersteller / Typ	$L_{pA}$ in dB(A)	elektr. Leistungsaufnahme in W	Preis in €
<b>Severin / SM 3714</b>	<b>91</b>	<b>600</b>	<b>30</b>
Clatronic / UM 2927	89	450	25
Krups / Power XL6	85	600	79
Philips / HR2094	83	750	100
Elta / MX 100N	83	350	27
Team International / T610	82	400	25

Durch die Funktionsweise der ausgewählten Geräuschquelle treten sowohl mechanische, magnetische als auch aerodynamische Geräuschanregungen auf (siehe Kapitel 5.3.1.3). Damit ergibt sich eine große Anzahl an Maßnahmen zur Geräuschreduktion (siehe Kapitel 5.3.1.4).

### 5.3.1.2 Aufbau

Die untersuchten Geräte bestehen aus den Baukomponenten Bodenpartie, Ständer, Messbehälter und Deckel. Im Ständer befindet sich ein Reihenschlussmotor mit einer elektrischen Leistungsaufnahme von 600 W. Die Stromübertragung auf den Rotor erfolgt am Kommutator gehäuseseitig mittels zweier Kohlebürsten und rotorseitig mittels 24 Kupferkontakten. Die Verstärkung des elektromagnetischen Feldes resultiert aus zwei ausgeprägten Blechpaketen des Stators und zwölf Blechpaketen des Rotors. Der Motor treibt ein direkt auf dem Rotor sitzendes Lüfterrad mit zwölf synchron angeordneten Schaufelblättern an. Das Lüfterrad erzeugt eine Luftzirkulation zur Kühlung des Motors. Die Luftzirkulation erfolgt über die Bodenpartie mit geschlitzten Lufteinlass- und Luftauslassschlitzen. Außerdem treibt der Rotor über eine Kupplung eine Messereinheit im Messbehälter an. Diese Messereinheit ist durch zwei paarweise aufgesetzte Klingen, eine Messerwelle und eine Kupplungskomponente gekennzeichnet. Daraus ergibt sich, dass sich die Kupplung in zwei Komponenten untergliedert,

welche formschlüssig verbunden sind. Das motorseitige bzw. untere Kupplungselement besteht aus einem sehr stabilen Kunststoff und das messerseitige bzw. obere Kupplungselement aus einem eher elastischen Kunststoff. Durch die Form der Kupplungselemente sind sechs unterschiedliche Kupplungskombinationen möglich. Die Lagerung des Rotors erfolgt über zwei Gleitlager und die Lagerung der Messerwelle wird über lediglich ein Gleitlager realisiert. Alle genannten Baukomponenten und speziellen Komponenten sind nachfolgend dargestellt (siehe Abbildung 5-1 und Abbildung 5-2) (Spessert et al., 2007).



**Abbildung 5-1: Allgemeine Baukomponenten der untersuchten Geräte (links) und spezielle Komponenten des Rotors (rechts)**



**Abbildung 5-2: Messereinheit ohne oberes Kupplungselement (links), Lufteinlass- und Luftauslassschlitze der Bodenpartie (mittig) sowie das untere Kupplungselement (rechts)**

### 5.3.1.3 Geräuschanregung

Dieser Abschnitt stellt die unterschiedlichen Geräuschanregungsarten der untersuchten Geräte gegenüber. Dabei handelt es sich um mechanische, magnetische und aerodynamische Geräuschanregungsarten (vgl. Kapitel 2.2). Die Gegenüberstellung orientiert sich, soweit nicht anders vermerkt, an Kollmann (1993) und Müller et al. (2004).

### Mechanische Geräuschanregung

Die mechanischen Geräuschanregungen entstehen durch direkte Kontakte von Bauteilen zueinander. Bei den untersuchten Geräten kommt es zu stochastischen Anregungen durch

- stochastische Bewegungen in den zwei Gleitlagern des Rotors,
- stochastische Bewegungen im Gleitlager der Messerwelle,
- den Kontakt zwischen Kohlebürsten und Kommutator („Schleifgeräusche“) sowie durch
- die stochastische Bewegung des Füllmediums im Messbehälter.

Insbesondere die Geräusche in den Lagerstellen hängen von den Toleranzen des Lagersitzes, von der beim Einbau aufgebrauchten Sorgfalt und vom Verschleiß der Lager ab. Als allgemeine Ursachen für Verschleiß sind fehlerhafte Toleranzen (Produktion, Einbau etc.) sowie die Ausdehnung durch Erwärmung bekannt.

Durch die Bewegung des Füllmediums im Messbehälter wird ebenfalls eine Reibung zwischen Füllmedium und Messbehälter erzeugt. Diese führt zu einer stochastischen Anregung des Messbehälters und damit der gesamten Gehäusegeometrie. In Abhängigkeit des Füllstandes und der Drehzahl wird die Strömung bzw. Dynamik des Füllmediums im Messbehälter durch den Deckel beeinflusst. Die Folge ist eine unregelmäßige Strömung des Füllmediums und eine damit verbundene stochastische Fluktuation der Geräuschanregung.

Periodische Geräuschanregungen werden durch

- statische und dynamische Exzentrizitäten,
- die Kupplung zwischen Rotor und Messerwelle sowie durch
- Stoßanregungen am Kommutator hervorgerufen.

Die statischen Exzentrizitäten hängen von den Einbautoleranzen und von der beim Einbau aufgebrauchten Sorgfalt ab. Die dynamischen Exzentrizitäten entstehen durch Unwuchten des Rotors, der Kupplungskomponenten und der Messerwelle mit der Messereinheit. Die Exzentrizitäten erzeugen mit der Drehfrequenz umlaufende Kräfte. Die (unterschiedlichen) Exzentrizitäten des Rotors und der Messerwelle sowie die vom Motor erzeugten Drehmomentschwankungen führen zu Relativbewegungen in der Kupplung und regen dadurch Stöße mit der Drehfrequenz oder deren Vielfache an. Ebenfalls treten periodische Stoßanregungen am Kommutator auf, da dieser in 24 synchron angeordnete Segmente untergliedert ist und permanent mit den Kohlebürsten in Kontakt steht.

### Magnetische Geräuschanregung

Die magnetischen Geräuschanregungen entstehen durch zeit- und örtlich periodische Schwankungen des magnetischen Feldes im Luftspalt zwischen Stator und Rotor. Magnetische Geräuschanregungen führen zu Schwingungen der von magnetischen Feldern beeinflussten Baukomponenten. Die magnetischen Felder sind durch Überlagerungen von magnetischen Oberfeldern charakterisiert. Diese führen hauptsächlich zu periodischen Geräuschanregungen.

Die Ursachen für die periodische Geräuschanregung und deren Vielfache werden durch

- die Netzfrequenz (50 Hz),
- die Beeinflussung des magnetischen Luftspaltfeldes infolge der zwölf Rotorblechpakete und durch
- die Beeinflussung des magnetischen Luftspaltfeldes infolge von Leitwertschwankungen hervorgerufen.

Da die untersuchten Geräte einen Reihenschlussmotor aufweisen, rotieren die magnetischen Felder nicht im Luftspalt zwischen Rotor und Stator. Aus diesem Grund wird der Einfluss von magnetischen Feldern und der somit verbundenen periodischen Verformungen der magnetisch wirksamen Körpergeometrien als nicht dominant bezeichnet (Jordan, 1950). Lediglich die genannte Netzfrequenz, die zwölffache Drehfrequenz oder Leitwertschwankungen können zu einer zyklischen Geräuschanregung führen. Dies kann durch die periodische Umpolarisierung, durch das periodische Auf- und Abbauen des rotorseitigen Magnetfeldes sowie durch periodische Leitwertschwankungen des magnetischen Luftspaltfeldes verursacht werden.

### **Aerodynamische Geräuschanregung**

Die aerodynamischen Geräuschanregungen verursachen bei den untersuchten Geräten ein Grundrauschen mit überlagerten Tönen. Die stochastischen Geräuschanregungen werden dabei durch

- stochastische Wirbelablösungen des Kühlluftstromes und durch
- stochastische Wirbelablösungen zwischen Rotor und Stator verursacht.

Stochastische Wirbelablösungen entstehen bei angeströmten und umströmten Körpergeometrien. In Folge der Wirbelablösungen werden die Körpergeometrien in Schwingungen versetzt. Weiterhin ist bekannt, dass bei Vollpolläufern Frequenzanregungen zwischen 800 Hz und 4.000 Hz festzustellen sind (Heckl et al., 1994).

Die periodischen Geräuschanregungen werden durch

- die Lüfterschaufeln und durch
- die Lüfteranordnung hervorgerufen.

Infolge des Aufbaus des Radiallüfters mit zwölf synchron angeordneten Lüfterschaufeln werden periodische Luftstromverdichtungen in Abhängigkeit der Drehfrequenz verursacht. Dies führt zu periodischen Anregungen mit der zwölffachen Drehfrequenz. Die schmalbandigen Komponenten steigen dabei, je geringer die Spaltbreite zwischen Lüfter und Lüftergehäuse ist.

### **Zusammenfassung**

Zusammenfassend sind die Geräuschanregungsarten an den untersuchten Geräten nachfolgend verdeutlicht (siehe Abbildung 5-3).

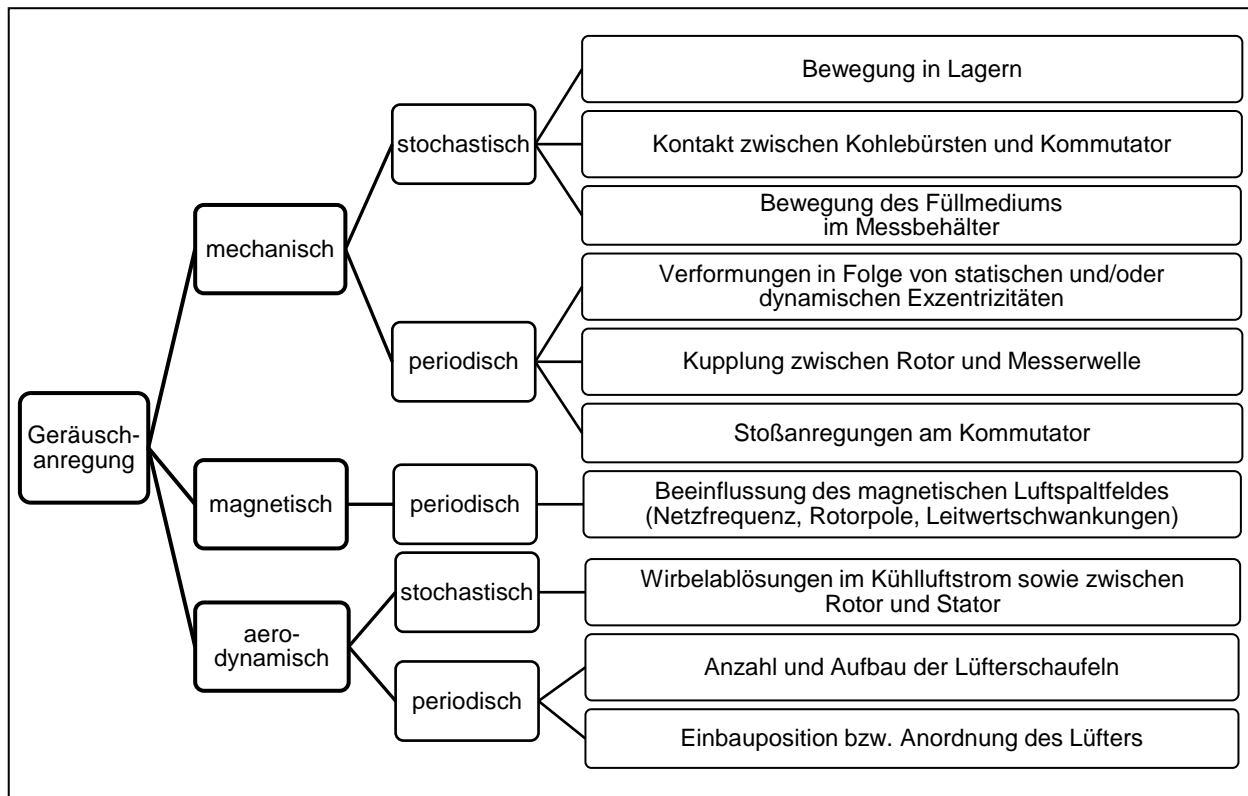
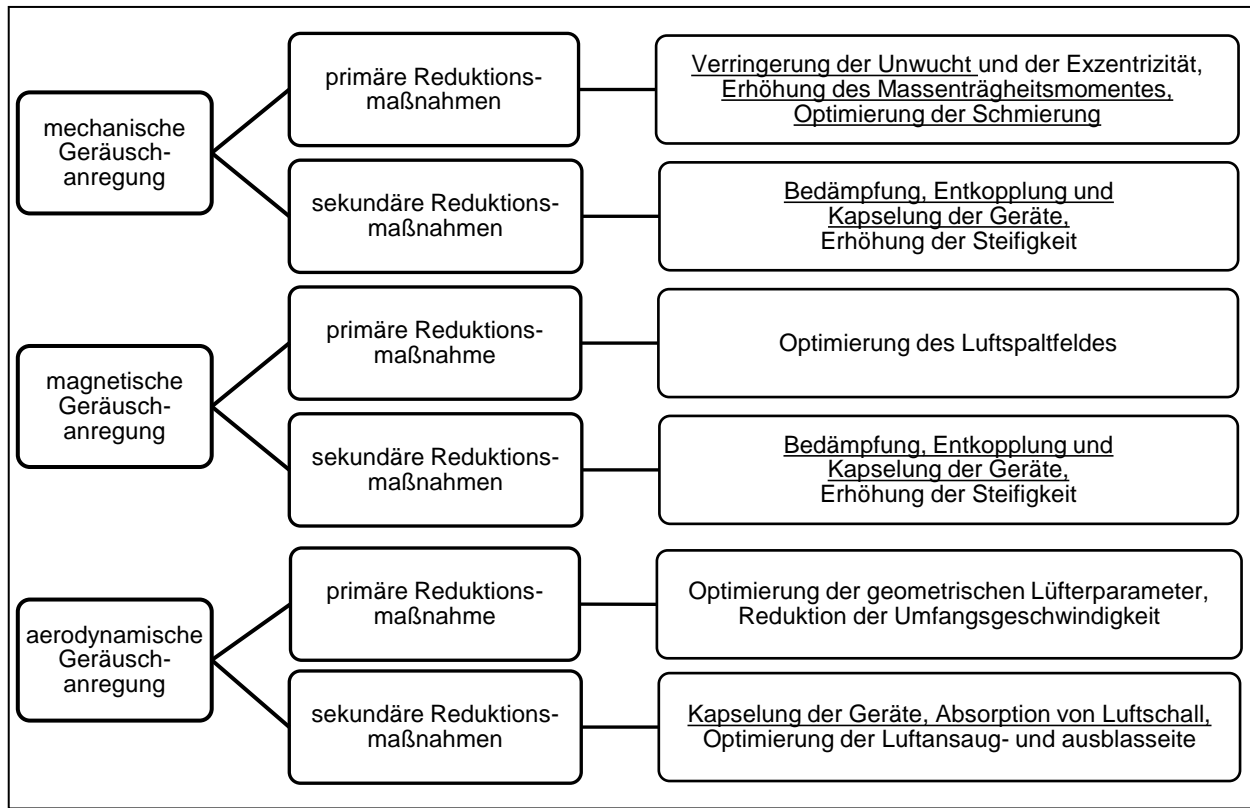


Abbildung 5-3: Geräuschanregungsarten der untersuchten Geräte (Kollmann, 1993; Müller et al., 2004)

### 5.3.1.4 Geräuschreduktion

Maßnahmen zur gezielten Geräuschreduktion sind von der Geräuschanregung, Geräuschübertragung und Geräuschabstrahlung abhängig (vgl. Abbildung 2-2). Dabei lassen sich Geräusche anhand von primären und sekundären Reduktionsmaßnahmen verringern (vgl. Kapitel 3.1.1). Für die untersuchten Geräte und die Geräuschanregungsarten sind die nachfolgend dargestellten Maßnahmen zur Geräuschreduktion möglich (siehe Abbildung 5-4) (Kollmann, 1993; Müller et al., 2004). Der Einfluss der unterstrichenen Maßnahmen wird im Folgenden untersucht. Die Auswahl der Bedämpfung, Entkopplung und Kapselung wurde ausgewählt, da durch diese Maßnahmen sowohl die mechanischen, magnetischen und aerodynamischen Geräuschanregungen reduziert werden können. Weiterhin sind diese Maßnahmen einfach umzusetzen (keine konstruktiven Änderungen der bestehenden Elemente) und damit kostengünstig. Der Einfluss der Unwucht, des Massenträgheitsmomentes oder der Schmierung kann ebenfalls durch keine konstruktiven Änderungen der bestehenden Elemente modifiziert werden. Damit sind diese drei Maßnahmen, zumindest in der Experimentierphase, kostengünstig umsetzbar. Bei einer Verringerung von Luftschall durch zusätzliche Absorber sind die entstehenden Kosten und der Aufwand (insbesondere in der Experimentierphase) ebenfalls gering. Weitere Geräuschreduktionsmaßnahmen werden nicht ausgewählt. Hierbei ist z.B. die Steifigkeitserhöhung zu nennen, welche in Form von Verrippungen und größeren Wandstärken möglich wäre. Allerdings sind steifere Verbindungen bei den verwendeten Materialien nicht mit überschaubarem Aufwand umsetzbar. Für eine Optimierung des Luftspaltfeldes, der geometrischen Lüfterparameter, der Luftansaug- und ausblasseite sowie für eine Verringerung der Exzentrizität

und der Umfangsgeschwindigkeit sind ebenfalls der Aufwand und die damit in Zusammenhang stehenden Kosten, in Folge z.B. konstruktiver Änderungen der bestehenden Elemente, zu hoch.



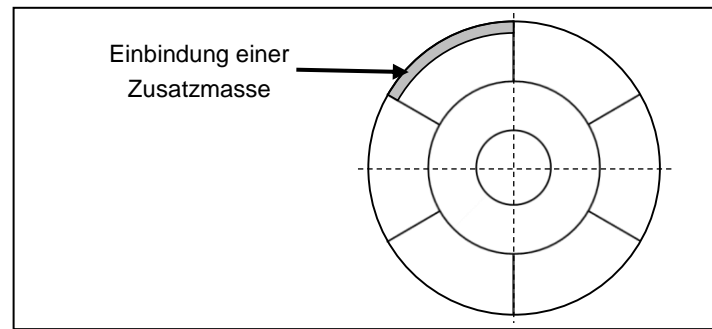
**Abbildung 5-4: Auswahl von Geräuschreduktionsmaßnahmen (unterstrichene Maßnahmen werden im Anschluss durchgeführt) (Carolus, 2013; Kollmann, 1993; Müller et al., 2004)**

## Ausgangszustand

Zur Feststellung der Wirksamkeit der Reduktionsmaßnahmen wird zu Beginn der „Ausgangszustand“ festgestellt. Der Ausgangszustand ist hinsichtlich vom Füllstand, Füllmedium und Drehzahl abhängig. Geeignete Parameter sind auszuwählen und für die weiteren Untersuchungen konstant beizubehalten. Ein akustisch besonders ungünstiger Betriebszustand ist zu favorisieren, um die Wirksamkeit und die Notwendigkeit der Untersuchungen zu erhöhen.

## Verringerung der Unwucht

Ein Auswuchten durch Zusatzmassen kann die Unwucht, hervorgerufen durch die ungleiche Masseverteilung des Rotors und der Messerwelle (z.B. durch eine statische Exzentrizität), verringern. Die hierzu verwendeten Zusatzmassen werden an der unteren Kupplungskomponente unter einem Radius von ca. 1,9 cm angebracht. Die lokale Verteilung ist entsprechend der vorhandenen Kupplungsgeometrie (siehe Abbildung 5-5) alle 60° montierbar. Als Zusatzmassen stehen 20 mg, 50 mg, 100 mg und 250 mg zur Verfügung. Diese Zusatzmassen können an der Kupplungsgeometrie fixiert werden.



**Abbildung 5-5: Schematische Darstellung der unteren Kupplungskomponente in der Draufsicht mit einer eingebundenen Zusatzmasse**

### Erhöhung des Massenträgheitsmomentes

Anhand von zusätzlichen Massen an den Kupplungskomponenten kann ein gleichmäßigerer Motorlauf erzielt und die damit in Zusammenhang stehende Geräuschemission verringert werden. Hierzu können insgesamt 6 g und 12 g unter einem Radius von ca. 1,9 cm gleichmäßig an der unteren Kupplungskomponente in den sechs möglichen Positionen (siehe Abbildung 5-5) eingebunden werden.

### Optimierung der Schmierung

Durch die dauerhafte Nutzung der Geräte wird eine Reduktion des Schmierfilms in den Gleitlagern hervorgerufen. Zusätzlich erfolgt eine Beeinflussung der Schmierung infolge unterschiedlicher Schmierstoffe. Diese genannten Einflüsse werden in Bezug auf die Geräuschemission untersucht. Hierzu wird gezielt die Schmierung des Gleitlagers der Messereinheit modifiziert, da dieses Gleitlager leicht zugänglich ist und daraus die Tendenz dieser Optimierungsmaßnahme bestimmt werden kann. Als Schmierstoffe werden ein Mehrzweckfett (Hersteller: Artur Glöckler GmbH) und ein Feinmechanik-Öl (Hersteller: Wundmed GmbH & Co. KG) verwendet.

### Entkopplung der Geräte

Die Entkopplung der Geräte gegenüber dem Untergrund wird mittels einer zusätzlichen Bodenplatte aus zwei speziellen Materialien realisiert. An den drei Standpunkten der Bodenpartie werden die Geräte im Vergleich zum Ausgangszustand mittels SYLOMER® SR 28 (Materialstärke: 25 mm, Hersteller: RRG Industrietechnik GmbH) weicher gelagert. Im restlichen Bereich wird der Untergrund, der der Bodenplatte mit ihren Kühlluftöffnungen gegenüberliegt, mittels Sonit® M 1792 (Materialstärke: 30 mm, Hersteller: Steinbach AG) schallabsorbierend ausgekleidet. Die Vorgehensweise ist nachfolgend dargestellt (siehe Abbildung 5-6) und wird im Folgenden als „Entkopplung“ bezeichnet. Die Auswahl der Materialien basiert, wie auch bei den weiteren Optimierungsmaßnahmen, auf die gegenwärtige Verfügbarkeit.

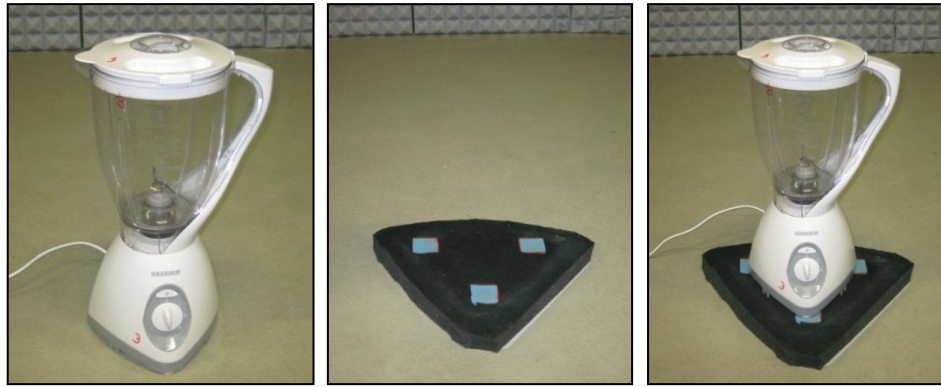


Abbildung 5-6: Ausgangszustand (links), Bodenplatte (mittig) und entkoppeltes Gerät (rechts)

### Kapselung der Geräte

Eine vollständige Kapselung wird durch ein verzinktes und 1,5 mm dickes Aluminiumblechgehäuse mit innen verkleidetem Luftschallabsorber vom Typ Sonit<sup>®</sup> M 1792 erreicht. Das Aluminiumblechgehäuse ist dabei in die Komponenten Ständer, Messbehälter und Deckel unterteilbar (siehe Abbildung 5-7). Diese Unterteilung ermöglicht die Bestimmung der Geräuschabstrahlung von den einzelnen Komponenten.

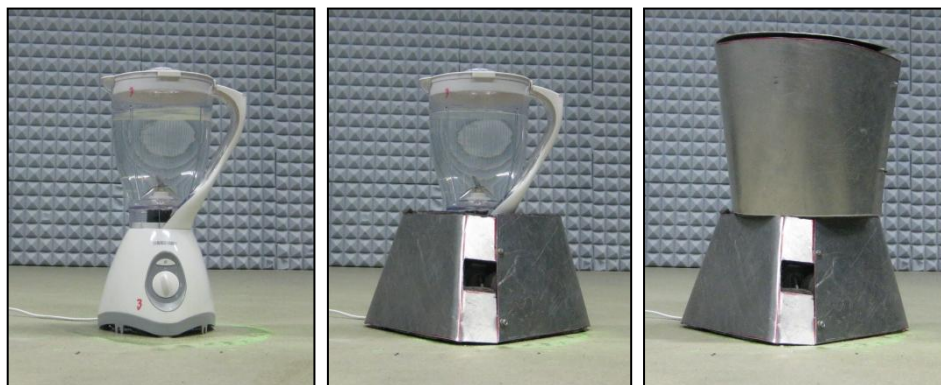


Abbildung 5-7: Ausgangszustand (links), Kapselung des Ständers (mittig) sowie Kapselung des Ständers, Messbehälters und Deckels (rechts)

### Bedämpfung der Geräte

Durch eine gezielte Beeinflussung der Ständer- und Messbehältergeometrie wird die Geräuschemission reduziert. Hierzu werden Bedämpfungsmaterialien (Typ: Sinuslive Bitumenmatte, Flächengewicht:  $5 \text{ kg/m}^2$  ( $\pm 0,3 \text{ kg/m}^2$ ), Dichte: ca.  $1,82 \text{ g/cm}^3$ , Höhe: 2,7 – 3 mm, Hersteller: Profi-hifi mbH) auf den Messbehälter, den Deckel und den Ständer (siehe Abbildung 5-8) angebracht. Durch die Bedämpfung kommt es zu einer Massenzunahme von 0,8 kg. Das Ausgangsgewicht der untersuchten Geräte liegt bei 2,25 kg. Der Anteil des Ständers am Gesamtgewicht beträgt bei leerem Füllstand 77 %. Durch die Modifikationsmaßnahme wird der Anteil der Ständermasse auf 65 % in Bezug zur Gesamtmasse verringert. Neben der Massenzunahme wird ebenso die Schalldämpfung erhöht.





Abbildung 5-8: Ausgangszustand (links) und bedämpftes Gerät (rechts)

### Absorption von Luftschall

Durch das Einbringen des Luftschallabsorbers Basotect® G (Typ: Materialstärke: 30 mm, Hersteller: BASF SE) an den Innenpartien des Ständergehäuses werden die Strömungsgeräusche verringert. Durch den vorhandenen Bauraum im Ständer sind allerdings die einzubindenden Materialmengen begrenzt.

#### 5.3.1.5 Messtechnik

Für die Bestimmung der Geräuschemission wird ein standardisiertes Verfahren nach DIN 45635-1 (1984) ausgewählt. Durch dieses Verfahren ist ein Vergleich mit anderen Untersuchungen gewährleistet.

Der folgende Abschnitt gibt einen Überblick über den Messaufbau, die Messhardware und -software, die Messdurchführung sowie die Messauswertung für die akustische Luftschallmessung. Weiterhin wird ein Verfahren dargestellt, mittels dem die statische Exzentrizität der unteren und oberen Kupplungskomponente festgestellt werden kann. Die Analyse der statischen Exzentrizität ist für die Untersuchung der Auswuchtung von Relevanz (siehe Kapitel 5.3.1.4).

### Akustische Luftschallmessungen

#### Aufbau

Alle akustischen Messungen zur Ermittlung der Schalldruckpegel und zur Bestimmung der Schallleistungspegel werden in einem reflexionsarmen Halbraum durchgeführt. Der reflexionsarme Halbraum weist die Genauigkeitsklasse 2 für Frequenzen  $\geq 250$  Hz auf, dies entspricht einer Messgenauigkeit von  $\pm 0,5$  dB (DIN 45635-1, 1984). Die Anordnung der verwendeten Mikrophone entspricht dem Hüllflächenverfahren (DIN 45635-1, 1984). Als Hüllfläche wird ein Parallelepiped mit einem Abstand ( $d$ ) von 1 m zum Bezugs-Parallelepiped gewählt. Die Dimensionen des Bezugskörpers bzw. der Schallquelle entsprechen für die Breite ( $l_1$ ) sowie die Tiefe ( $l_2$ ) jeweils 0,2 m und für die Höhe ( $l_3$ ) 0,45 m. Damit ergeben sich für die Hüllfläche eine Breite ( $2a$ ) von 2,2 m, eine Tiefe ( $2b$ ) von 2,2 m und eine Höhe ( $c$ ) von 1,45 m. Für die Messungen werden fünf Mikrophone verwendet. Die verwendeten Messpositionen (1 – 4, 9) und alle weiteren nicht verwendeten Messpositionen sind nachfolgend schematisch dargestellt (siehe

Abbildung 5-9). Die nicht genutzten Messpositionen werden im weiteren Verlauf durch eine Eckenkorrektur (s.u.) berücksichtigt.

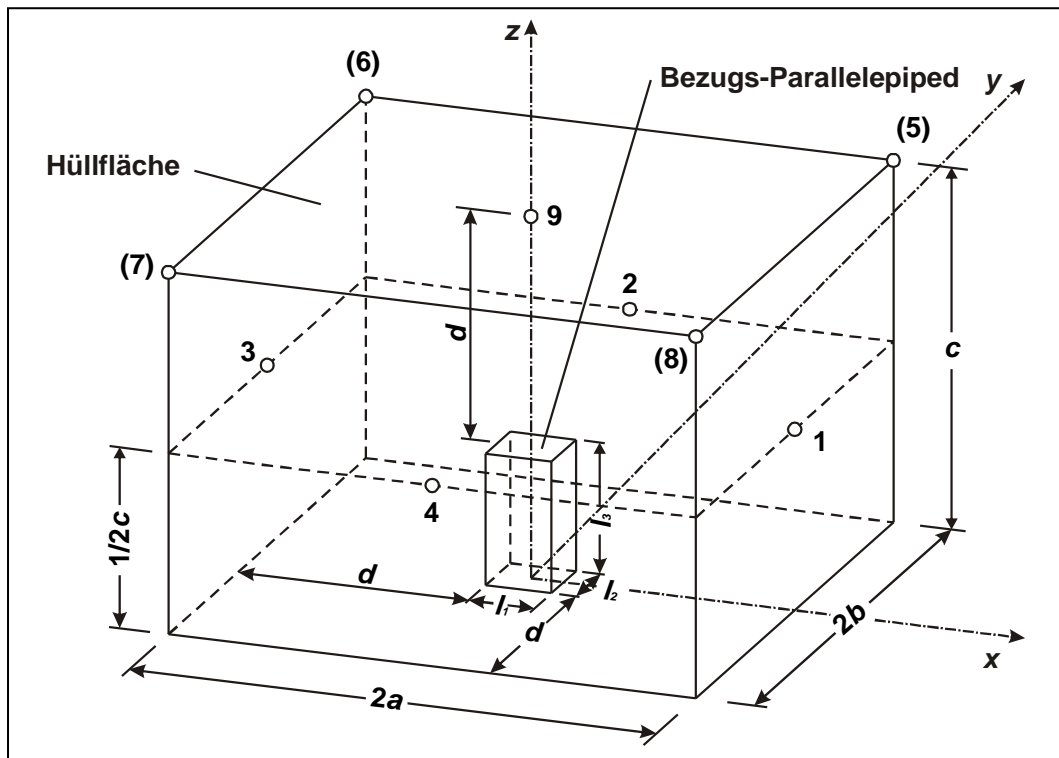


Abbildung 5-9: Schematischer Messaufbau zur Luftschallmessung; in Anlehnung an DIN 45635-1 (1984)

### Hardware und Software

Die akustischen Luftschallmessungen werden mit fünf Freifeld-Kondensatormikrophonen (Typ: 4190, Hersteller: Brüel & Kjær GmbH (B&K)) inklusive integriertem Verstärker (Typ: 2669, Hersteller: B&K) und Mikrophon-Windschutz (Typ: UA-0237, Hersteller: B&K) durchgeführt. Die Messgeräte haben die Genauigkeitsklasse 1 (DIN EN 61672-1, 2014). Mikrophone und Verstärker werden vor jeder Messung mittels Kalibrator (Typ: 4231, Hersteller: B&K) bei einer Frequenz von 1 kHz und einer Referenzamplitude von 94 dB(A) kalibriert. Die Kalibrierengenauigkeit des Kalibrators beträgt  $\pm 0,2$  dB (DIN EN 60942, 2003). Der messbare Frequenzbereich der Mikrophone liegt zwischen 6,3 Hz und 20 kHz und der maximal messbare Schalldruckpegel beträgt 146 dB. Der Toleranzbereich für die Messgenauigkeit liegt bei  $\pm 1$  dB. Die Messumgebung kann mit einer Temperatur von 20 °C, einem Luftdruck von 1.013 hPa und einer Luftdichte von 1,2 kg/m<sup>3</sup> beschrieben werden. Die Datenverarbeitung wird mittels einer Analyse-Auswerte-Einheit (Typ: 3560-B-030, Hersteller: B&K) und der Analysesoftware Pulse LabShop (Version: 15.0.1, Hersteller: B&K) realisiert.

### Durchführung

Die akustischen Messungen werden in Anlehnung an die Norm Geräuschmessung an Maschinen (Luftschallemission, Hüllflächen-Verfahren) durchgeführt (DIN 45635-1, 1984). Bei den Messgrößen handelt es sich um Schalldruckpegel mit einer Bezugsgröße von 20  $\mu$ Pa. Der

Frequenzbereich der Messungen ist auf 20 Hz bis 10.000 Hz beschränkt. Die Messzeit beträgt jeweils 10 s, um irreversible Verschleißerscheinungen in Folge von zu langer Nutzungsdauer der untersuchten Geräte zu vermeiden. Die Triggerzeit der Fast-Fourier-Transformation (FFT) beträgt 0,16 s und die Überlagerung der Einzelsegmente wird auf 66,7 % definiert. Dadurch ergeben sich jeweils 186 Einzelmesswerte für jede Messung und je Messposition. Die Messungen werden an den fünf Messpositionen parallel und mit drei Wiederholungen durchgeführt. Insgesamt ergeben sich damit 2.790 Messwerte. Aus diesen Messwerten werden die Mittelwerte berechnet (siehe Formel 1). Die Mittelwerte entsprechen A-bewerteten Schalldruckpegeln.

$$\overline{L'_{pA}} = 10 \lg \left[ \frac{1}{N} \sum_{i=1}^N 10^{0,1 \cdot L'_{pAi}} \right] \quad (1)$$

$\overline{L'_{pA}}$  über die Hüllfläche gemittelter und A-bewerteter Schalldruckpegel in dB(A)  
 $N$  Anzahl der Messungen  
 $L'_{pAi}$  gemessener und A-bewerteter Schalldruckpegel in dB(A)

Für die Analyse von Schallquellen wird der Schallleistungspegel verwendet, um einen Vergleich zwischen verschiedenen Schallquellen, Messumgebungen und Messtechniken zu ermöglichen. Der Schallleistungspegel ergibt sich aus dem Schalldruckpegel sowie der Einbeziehung verschiedener Korrekturwerte und des Hüllflächenpegels (siehe Formel 2) (DIN EN ISO 3744, 2011).

$$L_{WA} = \overline{L'_{pA}} - K_1 - K_2 - K_E + L_S \quad (2)$$

$K_1$  Fremdgeräuschkorrektur in dB       $K_2$  Umgebungskorrektur in dB  
 $K_E$  Eckenkorrektur in dB       $L_S$  Hüllflächenpegel in dB  
 $L_{WA}$  A-bewerteter Schallleistungspegel in dB(A)

Die Fremdgeräuschkorrektur ergibt sich anhand der Pegeldifferenz zwischen Fremdgeräusch und Gerätegeräusch (siehe Formel 3). Bei einer Pegeldifferenz größer 15 dB wird die Fremdgeräuschkorrektur vernachlässigt (siehe Formel 4).

$$K_1 = -10 \lg [1 - 10^{-0,1 \cdot \Delta L}] \quad (3)$$

$$\Delta L = \overline{L'_{pA}} - \overline{L''_{pA}} \quad (4)$$

$\overline{L''_{pA}}$  über die Hüllfläche gemittelter und A-bewerteter Fremdgeräuschpegel in dB(A)  
 $\Delta L$  Pegeldifferenz zwischen Fremdgeräusch und Gerätegeräusch in dB

Die Umgebungskorrektur hängt von der äquivalenten Schallabsorptionsfläche des Raumes und der Oberfläche der Hüllfläche ab (siehe Formel 5). Die äquivalente Schallabsorptionsfläche wird über das Raumvolumen und die Nachhallzeit bestimmt (siehe Formel 6).

$$K_2 = 10 \lg \left[ 1 + 4 \cdot \frac{S}{A} \right] \quad (5)$$

$$A = 0,16 \cdot \left( \frac{V}{T} \right) \quad (6)$$

$A$	äquivalente Schallabsorptionsfläche des schallarmen Halbraumes in $\text{m}^2$
$S$	Hüllfläche in $\text{m}^2$
$T$	Nachhallzeit für Frequenzbänder in s
$V$	Volumen des Prüfraumes in $\text{m}^3$

Die Eckenkorrektur wird bei der verwendeten Hüllfläche mit 2 dB angegeben. Diese Korrektur ist notwendig, da die Schalldruckpegel an den Eckbereichen (vgl. Abbildung 5-9, Messposition 5 – 8) nicht messtechnisch erfasst werden. Durch eine Berücksichtigung der Eckbereiche ergibt sich eine Reduktion des mittleren Schalldruckpegels.

Nachfolgend wird die Ermittlung des Hüllflächenpegels aufgeführt (siehe Formel 7). Der Hüllflächenpegel berechnet sich aus den Dimensionen des Parallelepipeds (siehe Formel 8). Die Bezugsgröße des Hüllflächenpegels beträgt  $1 \text{ m}^2$ .

$$L_S = 10 \lg \left[ \frac{S}{S_0} \right] \quad (7)$$

$$S = 4(ab + ac + bc) \quad (8)$$

$S_0$	Bezugshüllfläche $1 \text{ m}^2$
$a$	halbe Breite der Hüllfläche in m
$b$	halbe Tiefe der Hüllfläche in m
$c$	Höhe der Hüllfläche in m

Die Fremdgeräuschkorrektur beträgt 0 dB und die frequenzspezifische Umgebungskorrektur entspricht 0,5 dB bis 1,7 dB. Die Umgebungskorrektur wird bei den durchgeführten Schallleistungspegelbestimmungen vernachlässigt, da die Bestimmung der äquivalenten Schallabsorptionsfläche über die Nachhallzeit in einem reflexionsarmen Raum nach DIN EN ISO 3744 (2011) als nicht geeignet eingestuft wird. Die Eckenkorrektur wird hingegen mit 2 dB berücksichtigt. Der Hüllflächenpegel beträgt 12,3 dB. Die aufgeführten Messparameter werden bei allen akustischen Messungen konstant beibehalten.

Weiterhin wird bei allen akustischen Untersuchungen der Messbehälter mit Wasser befüllt (mindestens ein Viertel vom maximalen Füllvolumen), um die Motordrehzahl gegenüber der Maximaldrehzahl zu begrenzen und damit die Lebensdauer der Geräte zu erhöhen. Eine Nutzung der Geräte mit Füllmedium nähert sich zusätzlich den realen Betriebsbedingungen und damit den tatsächlichen Geräuschemissionen an. Eine Nutzung von Wasser wurde ausgewählt, um annähernd stationäre Geräusche zu generieren.

### Auswertung

Die Auswertung der Messergebnisse erfolgt durch

- eine Gegenüberstellung der Schallleistungspegel sowie Schallleistungspegeldifferenzen,
- eine Darstellung der spektralen Schalldruckpegel,
- eine Darstellung der Schallleistungspegel-Zeitverläufe,
- eine Darstellung der Schalldruckpegel-Zeit-Frequenzspektren oder durch
- eine Geräuschquellenanalyse anhand der Schallleistungspegel einzelner Baugruppen.

Die Gegenüberstellung der gemittelten Schallleistungspegel und deren Differenzen ist die klassische Art und Weise der Datenauswertung. Eine umfangreichere Auswertung ist durch eine Darstellung der spektralen Zusammensetzung als Terz- oder Schmalbandspektrum möglich. Diese Spektren beziehen sich auf die gemessenen und im Anschluss gemittelten Schalldruckpegel. Die maximale Auflösung der Schmalbandspektren bzw. der FFT-Spektren wird auf ein Inkrement von 6,25 Hz definiert (1.600 Lines bei einem Messbereich von 10 kHz). Die Schmalband- und Terzspektren repräsentieren allgemein die Mittelwerte aus allen Einzelmessungen, insofern keine weiteren Angaben gemacht werden. Nicht immer reichen die Schmalbandspektren zur Ergebnisauswertung aus. Insbesondere Pegelschwankungen können nicht wiedergegeben werden. Aus diesem Grund bieten sich Schallleistungspegel-Zeitverläufe oder die Darstellung der Schalldruckpegel-Zeit-Frequenzspektren über definierte Messzeitschritte an. Bei diesen beiden Darstellungsformen beziehen sich die Ergebnisse auf Einzelmessungen.

Ebenso kommen Geräuschquellenanalysen zum Einsatz, um den Einfluss einzelner Geräuschquellen in Bezug zur Gesamtgeräuschquelle zu bestimmen. Die Geräusche einzelner Baugruppen kann durch eine Ausblendung (u.a. durch eine Kapselung und/oder Entkopplung) einzelner Baugruppen erzielt werden. Die Berechnung der Geräuschanteile ist nachfolgend aufgeführt (siehe Formel 9). Anhand der Ergebnisse können gezielt einflussreiche Maßnahmen zur Geräuschreduktion abgeleitet werden. Die Aussage der Geräuschquellenanalyse wird nur geringfügig eingeschränkt, da bei den Messungen gegenseitige Beeinflussungen z.B. durch Kapsелеlemente nicht auszuschließen sind.

$$G_i = \frac{10^{0,1 \cdot L_{WAi}}}{10^{0,1 \cdot L_{WA}}} \cdot 100 \% \quad (9)$$

$G_i$       Geräuschanteil einer Baugruppe in Bezug zum Schallleistungspegel in %  
 $L_{WA}$     hier: A-bewerteter Schallleistungspegel aller Baugruppen in dB(A)  
 $L_{WAi}$    A-bewerteter Schallleistungspegel einer Baugruppe in dB(A)

Die Auswertung der vorverarbeiteten Daten durch die Software Pulse LabShop erfolgt mittels der Tabellenkalkulationssoftware Excel® (Version: 2007, Hersteller: Microsoft® Corporation). Die Software Excel® wird auch für alle weiteren Auswertungen verwendet, insofern keine anderweitigen Informationen aufgeführt sind.

### Statische Exzentrizität

#### Aufbau

Mittels einer eingespannten Messuhr mit Tastkopf können die statischen Exzentrizitäten (radial) der unteren und oberen Kupplungskomponente in Abhängigkeit des jeweiligen Drehwinkels ermittelt werden. Für die untere Kupplungskomponente wird dies im Ausgangszustand (siehe Abbildung 5-10) und für die obere Kupplungskomponente anhand einer implementierten Fixierung ermöglicht. Ein radiales Spiel konnte an beiden Kupplungskomponenten nicht festgestellt werden.



**Abbildung 5-10: Messaufbau zur Bestimmung der statischen Exzentrizität an der unteren Kupplungskomponente**

#### Hardware

Die verwendete Messuhr weist eine Messauflösung von 1  $\mu\text{m}$  und eine Messgenauigkeit von 5  $\mu\text{m}$  auf (Typ: Dial Indicator, Hersteller: Harbin Measuring & Cutting Tool Group Co. Ltd.). Der Tastkopf der Messuhr dient zur Kopplung zwischen Messobjekt und Messgerät.

#### Durchführung

Die statische Exzentrizität wird für Winkelabstände von 30° aufgenommen. Um eine Reproduzierbarkeit der Messungen zu generieren, werden die Kupplungskomponenten markiert. Anhand dieser Markierung ergeben sich ebenfalls sechs definierte Möglichkeiten der Kupplungskombination. Diese Kombinationen der Kupplungskomponenten sind nachfolgend (siehe Tabelle 5-3) aufgeführt.

**Tabelle 5-3: Drehwinkel der Kupplungskomponenten und die sich daraus ergebenden Kupplungskombinationen**

		Kupplungskombination					
		1	2	3	4	5	6
Drehwinkel in °	obere Kupplungskomponente	0°	0°	0°	0°	0°	0°
	untere Kupplungskomponente	0°	60°	120°	180°	240°	300°

### Auswertung

Die Messungen werden jeweils dreimal durchgeführt und arithmetisch gemittelt. Die Ergebnisse aller drei untersuchten Geräte werden gegenübergestellt. Ebenso erfolgt ein Vergleich mit den akustischen Luftschallmessungen.

#### **5.3.1.6 Psychoakustik**

Für die Analyse der psychoakustischen Parameter wird die Software ArtemiS (Version: V.7.00.400, Hersteller: HEAD Acoustics GmbH) ausgewählt. Die genannte Software ermittelt die relevanten psychoakustischen Parameter in Anlehnung an die entsprechenden Normen (vgl. Kapitel 2.3). Die zur Datenanalyse notwendigen Geräusche werden zuvor als Waveform Audio File Format Daten (WAVE-Daten) (Abtastgröße: 16 bit; Bitrate: 384 kbit/s; Abtastrate: 24 kHz) mittels eines Schalldruckpegelhandmessgerätes (Typ: SVAN 958A, Hersteller: Svantek GmbH) erstellt. Die notwendigen Messungen werden hierzu in 1 m Abstand und direkt vor der Schallquelle (Position 1 – 4 nach Abbildung 5-9) in einem reflexionsarmen Halbraum (vgl. Kapitel 5.3.1.5) aufgenommen, da diese Position ungefähr dem Standort des Anwenders der Geräte entspricht. Je Geräuschvariante wird jeweils eine Messung durchgeführt. Bei den Messungen handelt es sich um Geräuschimmissionsmessungen, wodurch Schalldruckpegel und nicht Schallleistungspegel im Mittelpunkt stehen. Die Messzeit der zu erstellenden Audio-daten liegt bei 10 s – 20 s. Durch die Open-Source-Software Audacity® (Version: 2.0.3) können die Geräuschvarianten im Anschluss auf 120 s verlängert bzw. dupliziert werden. Ein akustisch wahrnehmbarer Übergang (Artefakt) von Teilgeräusch zu Teilgeräusch kann durch die Funktion „Nulldurchgang finden“ ausgeblendet werden. Als Nulldurchgang ist dabei ein Zeitpunkt definiert, in dem das Schallsignal eine im Programm generierte „Nullachse“ passiert. Durch die anschließende Einbindung der WAVE-Daten in die Software ArtemiS zur Ermittlung der psychoakustischen Parameter sind allerdings Datenkonvertierungsfehler möglich. Diese möglichen Fehler werden relativiert, in dem die gewonnenen psychoakustischen Größen mittels eines qualitativen Vergleichs gegenüber gestellt werden. Somit wird eine mögliche Fehlerquelle ausgeschlossen und gleichzeitig ein guter Vergleich zwischen den verschiedenen akustischen Geräuschvarianten sichergestellt.

Eine weitere Möglichkeit zur Bestimmung der psychoakustischen Parameter ist durch eine parallele Messung der Schalldruckpegel und der psychoakustischen Parameter möglich. Diese Art der Untersuchung wurde allerdings nicht realisiert, da die hierzu notwendige Messtechnik nicht dauerhaft zur Verfügung stand.

#### **5.3.1.7 Fehlerbetrachtung**

Zur Absicherung der Untersuchungsergebnisse werden die Streuung mittels Standardabweichungen und die signifikanten Unterschiede mittels Varianzanalyse für abhängige und unabhängige Stichproben bestimmt. Die Standardabweichungen der Schallleistungspegel beziehen sich auf die relativ konstanten Ergebnisse der drei Einzelmessungen an den jeweils fünf Messpositionen. Die Varianzanalyse für abhängige Stichproben wird bei dem Vergleich eines identischen Gerätes genutzt. Die Varianzanalyse für unabhängige Stichproben wird bei einem Vergleich verschiedener Geräte miteinander angewandt. Die grundsätzliche Auswertung der statistischen Datenauswertung ist nachfolgend schematisch dargestellt (siehe Abbildung 5-11). Die

statistische Analyse betrachtet im Detail die Ergebnisse der Schallleistungspegel. Neben den genannten Verfahren werden zum Teil auch Regressionsgeraden (mit Formel) aufgeführt, um anhand der Ergebnisse Trends abzuleiten. Detaillierte Informationen zur statistischen Auswertung der Messdaten sind Field (2013) zu entnehmen.

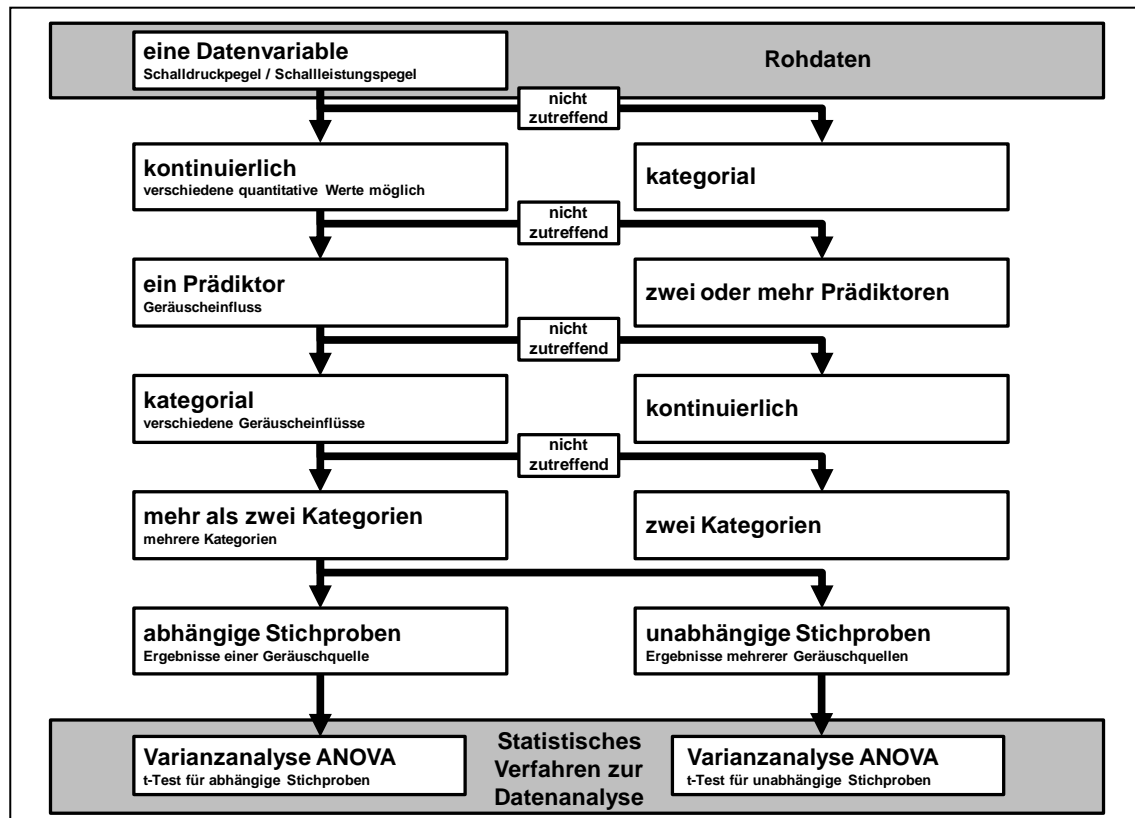


Abbildung 5-11: Auswahl des statistischen Verfahrens für die Ergebnisse der akustischen Untersuchungen und der statischen Exzentrizität (Field, 2013)

Die Datenauswertung wird mit der Statistiksoftware SPSS (Version: 21.0, Hersteller: International Business Machines Corporation) und, wie bereits erwähnt, einer Tabellenkalkulationssoftware realisiert.

### 5.3.2 Geräuschmatrix

Für die Geräuschmatrix werden drei unterschiedliche Geräuschvarianten der Geräuschquelle ausgewählt. Eine Konzentration auf eine geringe Anzahl an akustischen Stimuli ist nicht unüblich, wie Untersuchungen von Kabuto et al. (1993) zeigen. Eine der ausgewählten Geräuschvarianten ist das Geräusch im Ausgangszustand. Die weiteren zwei Geräuschvarianten werden im Verlauf der Untersuchungen ausgewählt. Allerdings müssen die zwei weiteren Geräuschvarianten eine Geräuschoptimierung in Bezug zum Ausgangszustand aufweisen. Die Geräuschvarianten werden jeweils 120 Sekunden lang vorgespielt, um eine annähernd reale Geräuschbeanspruchung durch die Verwendung der ausgewählten Geräte sicher zu stellen. Vor der ersten Geräuschvariante und nach der letzten Geräuschvariante ist eine Ruhephase von 60 Sekunden vorgesehen. Eine Einbindung von Ruhephasen ist als Bezug ebenfalls in einer Vielzahl von Untersuchungen bekannt. Die Dauer der Geräuschvarianten und Ruhephasen ist



vergleichbar zu anderen Untersuchungen (Flores-Gutiérrez et al., 2007). Nach der zweiten Ruhephase werden die Geräuschvarianten noch einmal in identischer Reihenfolge vorgespielt. Damit können die Untersuchungsergebnisse der beiden generierten Messreihen miteinander verglichen werden.

Durch den Aufbau der Geräuschmatrix ergibt sich eine Versuchszeit von insgesamt 900 Sekunden bzw. 15 Minuten. Eine Versuchszeit von 15 Minuten ist bei vergleichbaren Untersuchungen häufig vorzufinden (Zwicker et al., 1990). Der Aufbau der Geräuschmatrix ist nachfolgend dargestellt (siehe Tabelle 5-4).

**Tabelle 5-4: Geräuschmatrix**

	Bezeichnung	Dauer	Zeitfenster
	Ruhephase 1	1 Minute	0. – 1. Minute
1. Messreihe	Ausgangszustand	2 Minuten	1. – 3. Minute
	optimiertes Geräusch 1	2 Minuten	3. – 5. Minute
	optimiertes Geräusch 2	2 Minuten	5. – 7. Minute
	Ruhephase 2	1 Minute	7. – 8. Minute
2. Messreihe	Ausgangszustand	2 Minuten	8. – 10. Minute
	optimiertes Geräusch 1	2 Minuten	10. – 12. Minute
	optimiertes Geräusch 2	2 Minuten	12. – 14. Minute
	Ruhephase 3	1 Minute	14. – 15. Minute

### 5.3.3 Versuchspersonen

Für die Untersuchungen werden 20 männliche, zwischen 21 und 27 Jahren alte, rechtshändige und hörgesunde Versuchspersonen ausgewählt. Die Versuchspersonen haben keinen direkten Bezug zu Haushalts- und Küchengeräten, d.h. die Versuchspersonen sind z.B. nicht in der Gastronomie oder bei Herstellern von Haushaltsgeräten erwerbstätig. Weiterhin wird mittels Fragebogens mit dichotomen Auswahlmöglichkeiten die Vergleichbarkeit der Versuchspersonen gewährleistet. Die aufgenommenen Daten der Versuchspersonen werden anonymisiert. Insofern die Versuchspersonen die genannten (Einschluss-) Kriterien nicht erfüllen, erfolgt ein Ausschluss aus dem Versuch.

Die männlichen Versuchspersonen stellen in Bezug auf das Geschlecht eine homogene Gruppe dar. Eine Einbindung von weiblichen und männlichen Versuchspersonen wird nicht realisiert, da eine psychophysiologische Beanspruchung zu unterschiedlichen Ergebnissen führen kann (Parrot et al., 1992). Weiterhin erhöht der ausgewählte Altersbereich der Versuchspersonen die Wahrscheinlichkeit der Hörgesundheit im Vergleich zu älteren Versuchspersonen. Der ausge-

wählte Altersbereich ist tendenziell in einer Reihe von weiteren Untersuchungen feststellbar (Kabuto et al., 1993; Yuan et al., 2000). Die Hörgesundheit stellt bei den Untersuchungen ein wesentliches Auswahlkriterium dar. Aus diesem Grund wird mittels Tonaudiometrie (siehe Kapitel 5.3.3.1) die Hörgesundheit der Versuchspersonen überprüft. Zusätzlich zur Tonaudiometrie werden die Versuchspersonen hinsichtlich ihres Gesundheitszustandes (z.B. keine Hörprobleme, nicht erkrankt) und ihrer Gewohnheiten (z.B. laute Hobbys) befragt (siehe Kapitel 5.3.3.2). Damit soll sichergestellt werden, dass eine Vergleichbarkeit der Versuchspersonen im Allgemeinen und am Tag der Untersuchung möglich ist. Weiterhin sind unterschiedliche Ergebnisse in Abhängigkeit der Händigkeit nicht auszuschließen. Diesbezüglich erfolgt eine Beschränkung auf rechtshändige Versuchspersonen. Die Rechtshändigkeit überwiegt in der Gesellschaft und erleichtert somit die Suche nach geeigneten Versuchspersonen.

### **5.3.3.1 Tonaudiometrie**

Die Hörgesundheit der Versuchspersonen wird durch eine Tonaudiometrie sichergestellt. Für die Hörschwellenbestimmung wird ein geeichtes und aktuell kalibriertes sowie mobiles Audiometer (Typ: MA 22, Hersteller: Grahnert Präcitronic GmbH) genutzt. Das Audiometer wird als Reintonaudiometer eingesetzt und im Frequenzbereich von 125 Hz bis 8 kHz für beide Gehörgänge verwendet (DIN EN 60645-1, 2002). Der maximal mögliche Frequenzbereich bis 16 kHz wird nicht ausgenutzt, da die kleinen, elektromotorisch angetriebenen Haushaltsgeräte hauptsächlich im tiefen Frequenzbereich Geräusche emittieren. Weiterhin beschränken sich die Untersuchungen auf die Luftleitung mit einem definierten Sinuston (Amplitude, Frequenz). Als Grenzwert für hörgesunde Versuchspersonen sind maximale Pegeldifferenzen bzw. Hörschwellenverschiebungen zwischen Hörschwelle und Normalhörschwelle von bis zu 15 dB pro Sinuston festgelegt. Die Größenordnung des Grenzwertes ist zur Unterscheidung zwischen hörgesunden und nicht hörgesunden Versuchspersonen üblich. Die Untersuchungen zur Tonaudiometrie finden in einem reflexionsarmen Halbraum (vgl. Kapitel 5.3.1.5) statt, um Störeinflüsse zu minimieren.

### **5.3.3.2 Fragebogen**

Jede Versuchsperson beantwortet vor den jeweiligen Untersuchungen einen Fragebogen mit dichotomen Auswahlmöglichkeiten. Der Fragebogen (siehe Anhang A) wurde zu weiten Teilen von Rudel (2007) übernommen, welcher Untersuchungen mit ähnlichen Rahmenbedingungen durchführte. Durch den Fragebogen wird festgestellt, ob sich die Versuchspersonen hinsichtlich ihres Gesundheitszustandes (z.B. keine Hörprobleme, nicht erkrankt) und ihrer Gewohnheiten (z.B. laute Hobbys) miteinander vergleichen lassen.

## **5.3.4 Untersuchung der Geräuschbeanspruchung**

### **5.3.4.1 Auswahl der Untersuchungsmethoden**

Sechs Methoden stehen zur Untersuchung der psychophysiologischen Beanspruchung mit einer hohen Empfindlichkeit zur Disposition (vgl. Kapitel 2.5.2). Anhand der Methoden kann ein vegetativer Parameter oder die kortikale Verarbeitung zur Erfassung der psychophysiologischen

Beanspruchung genutzt werden. Parallel durchführbare Methoden sind nachfolgend markiert (siehe Tabelle 5-5).

**Tabelle 5-5: Gegenüberstellung von sehr empfindlichen Parametern zur Bestimmung der psychophysiologischen Beanspruchung (Mindfield Biosystems Ltd., 2014)**

Sehr empfindliche Parameter für Geräusch-Monitoring	Bestimmung der psychophysiologischen Beanspruchung anhand der		Parallel mit identischer Hard- und Software bestimmbar
	vegetativen Parameter	kortikalen Verarbeitung	
Blutdruckmonitoring (kontinuierlich)	X		
Hautleitwert	X		X
Hautleitwertvariabilität	X		X
Hautpotential	X		X
Herzfrequenz	X		X
Herzfrequenzvariabilität	X		X
Spontan-Elektroenzephalographie		X	X

Anhand der Eigenschaften der Untersuchungsmethoden wird die Spontan-Elektroenzephalographie für die Folgeuntersuchungen ausgewählt. Anhand der kortikalen Verarbeitung können Rückschlüsse auf das zerebrale Aktivationsniveau und damit auf die psychophysiologische Beanspruchung abgeleitet werden. Weiterhin wird die Bestimmung der Herzfrequenz zur Betrachtung eines vegetativen Parameters ausgewählt. Die Herzfrequenz kann dabei parallel zu den Spontan-EEG-Messungen realisiert werden. Weiterhin ist die Herzfrequenz „einfacher“ und somit weniger fehlerbehaftet zu ermitteln als die Herzfrequenzvariabilität. Insgesamt sind beide ausgewählte Methoden einfach in der Handhabung, schnell in der Durchführung sowie kostengünstig in der Nutzung (unter Vernachlässigung der Anschaffungskosten) und Wartung. Detaillierte Beschreibungen der Methoden sind nachfolgend aufgeführt. Auf Untersuchungen des Hautleitwertes, der Hautleitwertvariabilität und des Hautpotentials wird verzichtet, da insbesondere diese Parameter z.T. deutlich durch Persönlichkeitsmerkmale beeinflusst werden können (Maschke et al., 2003).

### 5.3.4.2 Spontan-EEG-Untersuchung

#### Aufbau

28 Elektroden werden entsprechend dem Ten-Twenty-System (10-20-System) auf der Kopfhaut angebracht (Jasper, 1958). Die Bezugspunkte des 10-20-Systems ergeben sich aus der Verbindung zwischen *Nasion* und *Inion* sowie zwischen den präaurikalen Punkten. Der Schnittpunkt beider Verbindungen wird *Vertex* genannt. Die sich aus den Verbindungen ergebenden Elektrodenpositionen sind nachfolgend dargestellt (siehe Abbildung 5-12). Neben den 28 Elektroden werden zusätzlich zwei Referenzelektroden (REF), zwei Elektroden für die vertikale

Elektrookulographie (VEOG) und eine Ground-Elektrode verwendet. Eine Verknüpfung der aufgezeichneten Potentialdifferenzen erfolgt nach dem Referenzprinzip.

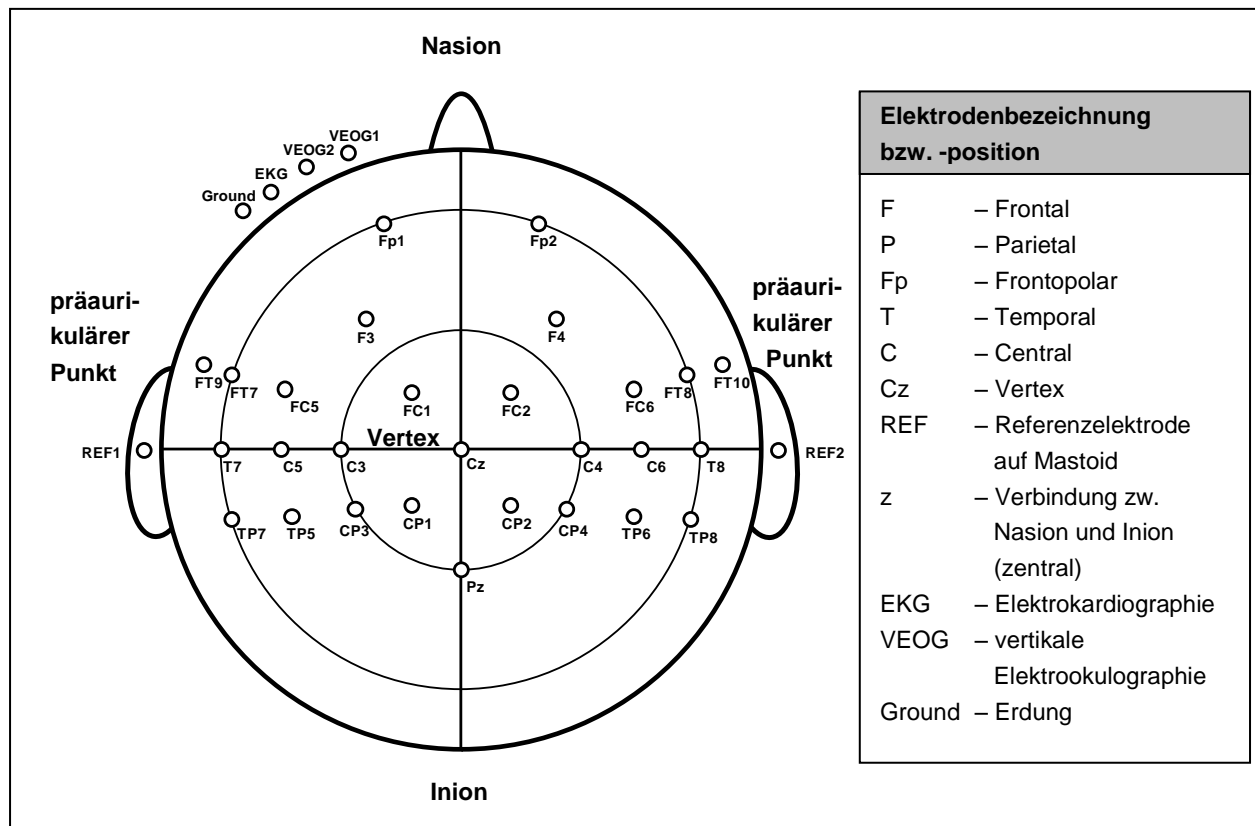


Abbildung 5-12: Schematische Anordnung der Elektroden; in Anlehnung an Jasper (1958)

Entsprechend der Hauptlappen des Cortex erfolgt die Bezeichnung der Elektrodenpositionen (vgl. Abbildung 2-8). Die Analyse fokussiert sich bei den Untersuchungen sowohl auf den frontalen, parietalen und temporalen Cortex. Die Betrachtung der genannten Areas bzw. Areale des Cortex ist bei Untersuchungen mit akustischen Stimuli bekannt (Kabuto et al., 1993; Yuan et al., 2000). Die arabischen Ziffern der Elektrodenposition geben Aufschluss darüber, ob die Elektrode auf der linken (ungerade Zahl) oder rechten (gerade Zahl) Hemisphäre angeordnet sind. Als Referenz dienen insgesamt zwei Elektroden, welche sich auf dem linken und rechten Mastoid (*Processus mastoideus*) befinden und parallel geschaltet sind. Jeweils eine weitere Elektrode befindet sich oberhalb und unterhalb des linken Auges, um Artefakte durch Augenbewegungen (anhand der VEOG) in der anschließenden Verarbeitung zu korrigieren. Diese Korrektur ist erforderlich, da die Polarisierung der Retina des Augapfels selbst ein Dipol darstellt, welches Feldpotentiale hervorruft (Zschocke, 2002). In Abhängigkeit der Augenbewegung kommt es zu einer Rotation des Dipols. Diese Beeinflussung wird durch die VEOG erfasst und nachfolgend korrigiert. Weiterhin werden durch Bewegungen der Augenlider die elektrischen Eigenschaften des Auges verändert. Diese Artefakte sind ebenfalls zu berücksichtigen. Eine zusätzliche Ground-Elektrode auf der Stirn sichert die Potentialfreiheit der Versuchsperson gegen Erde. Eine weitere Elektrode ist im hinteren Halsbereich (*Regio cervicalis posterior*) befestigt, um die parallel stattfindende EKG-Messung (siehe Kapitel 5.3.4.4) zu gewährleisten.

Zur Befestigung der Elektroden werden Kopfhäuben (Größe entsprechend Kopfumfang: 54 cm, 56 cm und 58 cm, Hersteller: EasyCap GmbH) genutzt, um eine reproduzierbare Positionierung der Elektrodenpositionen für unterschiedliche Messungen und Versuchspersonen sicherzustellen. Die Kopfhäuben bestehen aus elastischem Material. Über eingebundene Adapter werden die Ringelektroden direkt eingerastet. Durch zwei lateral angebrachte Befestigungsriemen wird die Kopfhäube über einen Brustgurt rutschfest positioniert. Dadurch ist eine konstante Messposition garantiert und eine Positionsveränderung in Folge von Muskelaktivitäten ausgeschlossen.

Vor dem Anbringen der Elektroden auf den Hautarealen werden diese Flächen mittels Reinigungspaste (Typ: CardioCream, Hersteller: Nihon Kohden) entfettet sowie von Hautpartikeln befreit. Dadurch wird der Übergangswiderstand zwischen Elektrode und Kopfhaut minimiert. Die Ankopplung der Elektroden erfolgt über die Verrastung der Elektroden in den Steckplätzen der Kopfhäube. Der Hautkontakt von den nicht polarisierbaren Silber/Silberchlorid-Elektroden zur Kopfhaut wird mit einem Elektrolytgel (Typ: Abralyt 2000, Hersteller: Falk Minow Services) hergestellt. Durch die Chlorionen im Elektrolyt ist ein Ionenaustausch zwischen Elektrode und Elektrolyt möglich. Für die VEOG-, EKG-, REF- und Ground-Elektrode sind keine Steckplätze auf der Kopfhäube vorgesehen. Diesbezüglich werden ebenfalls Silber/Silberchlorid-Elektroden mit einem Elektroden-Gel (Typ: Ten20 Conductive, Hersteller: Weaver & Company) direkt auf dem entsprechenden Hautareal angebracht und mit einem Elastomull-Pflasterstreifen fixiert. Im Anschluss an die Fixierung der Elektroden erfolgt eine Kontrolle des Übergangswiderstandes mittels der Software Brain Vision Recorder (Version: V1.02, Hersteller: Brain Products GmbH). Die Obergrenze des Übergangswiderstandes ist auf 5 k $\Omega$  beschränkt. Eine Beschränkung auf 5 k $\Omega$  ist bei EEG-Messungen üblich und in einer Vielzahl von Publikationen erwähnt. Nach den durchgeführten Untersuchungen wird die Obergrenze erneut überprüft, um Veränderungen z.B. in Folge von Bewegungen der Versuchspersonen und damit veränderter Kontaktwiderstände auszuschließen.

## Durchführung

Die Versuche werden in einem speziell präparierten Raum durchgeführt, welcher durch Trennwände mit Luftschallabsorbermaterialien einen weitgehend von Störgeräuschen unbeeinflussten Messort darstellt (siehe Abbildung 5-13). Über ausgewählte Hard- und Software werden phasengleich zwei 100 W-Aktivlautsprecher (Typ: TR8, Hersteller: Firma Event) angesteuert, um die Geräuschvarianten abzuspielen. Parallel zu den Geräuschvarianten, aber auch zu den Ruhephasen, werden über die bereits genannte Aufnahmesoftware und die Analysesoftware Brain Vision Analyzer (Version: 1.05, Hersteller: Brain Products GmbH) die Spontan-EEG-Messungen realisiert.

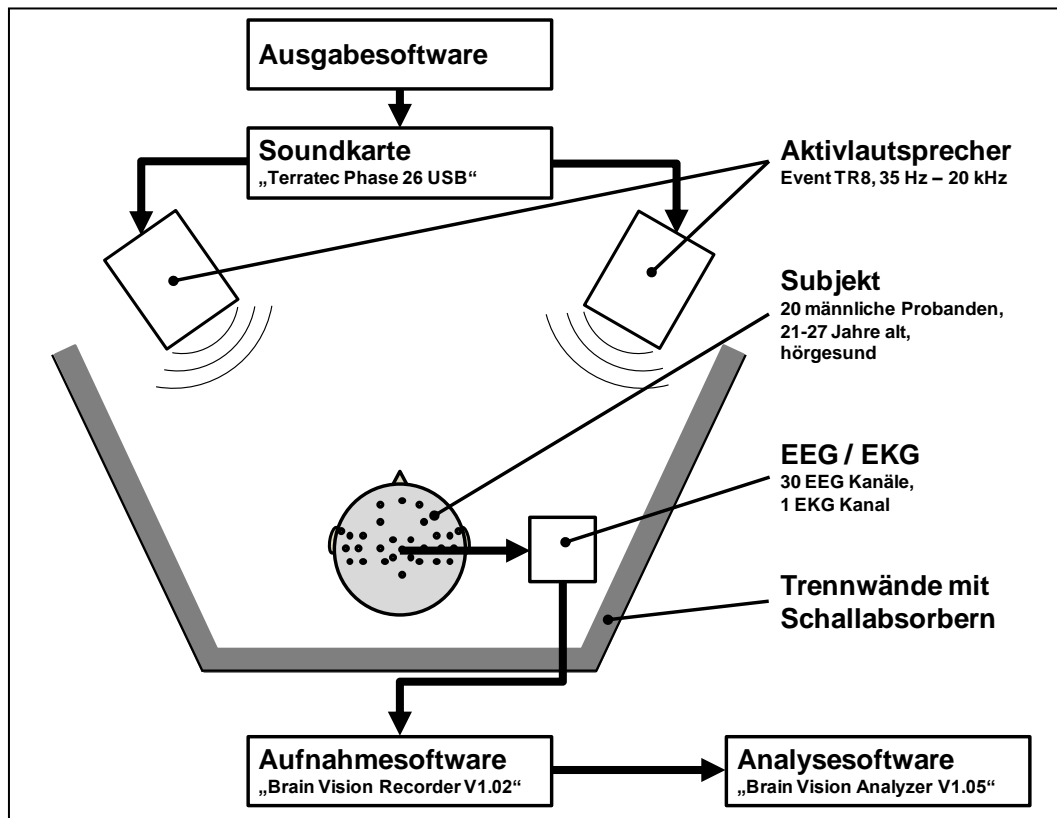


Abbildung 5-13: Versuchsdurchführung der Spontan-EEG- und EKG-Messungen

Während der Messdurchführung sitzen die Versuchspersonen auf einem Stuhl mit zwei Armlehnen und einer gepolsterten Nackenstütze, legen die Beine auf eine zusätzliche Fußablage und haben die Augen geschlossen. Weiterhin werden die Versuchspersonen aufgefordert, sich während des Versuchsablaufes zu entspannen.

## Auswertung

Die Umwandlung der Messwerte der Potentialschwankungen am Cortex aus den Rohdaten (Einheit:  $\mu\text{V}$  pro Zeit) in die spektrale hirnelektrische Leistung pro Frequenz (Einheit:  $\mu\text{V}^2/\text{Hz}$ ) erfolgt in mehreren Schritten. Zu Beginn wird mit einer Korrektur der Augenbewegung begonnen, da diese trotz geschlossener Augen Einfluss auf die Messdaten haben kann, z.B. durch ein Zwinkern. Da der relevante Frequenzbereich der Augenbewegungen zwischen 4 Hz – 10 Hz liegt (Gratton et al., 1989), erfolgt vor der Korrektur der Augenbewegung eine Hochpassfilterung (Filter 1) der Kanäle VEOG1 und VEOG2. Die obere Grenzfrequenz des Filters beträgt 15 Hz (Flankensteilheit: 24 dB/Oktave), so dass ein hochfrequentes Rauschen im EEG-Rohdatensignal abgeschwächt wird und eine Fokussierung auf die deutlichen Augenartefakte im tieffrequenten Bereich möglich ist. Der Filter ist somit erforderlich, um die weiteren EEG-Rohdatensignale nicht wesentlich zu beeinflussen. Im Anschluss erfolgt die Korrektur der Augenbewegung für alle EEG-Rohdatenkanäle mit dem Filter „Gratton & Coles“ (Gratton et al., 1989). Ausgeschlossen ist hierbei der EKG-Kanal. Damit bleiben der EKG-Kanal und die VEOG-Kanäle bis zum Ende der Bearbeitung ungefiltert.

Anschließend erfolgt eine Untersuchung der Rohdaten mittels der Funktion „Raw Data Inspector“ in der Analysesoftware. Diese Funktion untersucht die Rohdaten auf maximal zuläs-

sige Spannungssprünge ( $175\ \mu\text{V}$ ), auf maximale Differenzen zwischen zwei Einzelmesswerten ( $200\ \mu\text{V}$ ), auf maximale ( $150\ \mu\text{V}$ ) und minimale ( $-150\ \mu\text{V}$ ) Amplituden sowie auf die geringsten Aktivitäten zwischen zwei Spannungssignalen ( $0,5\ \mu\text{V}$ ). Werden die folgenden Kriterien nicht eingehalten, erfolgt keine Einbindung des jeweiligen Datenbereiches. da von einem Artefakt ausgegangen wird. Der nicht eingebundene Datenbereich umfasst das Artefakt und die Rohdaten, welche 500 ms vor und nach dem Artefakt erfasst werden. Eine vergleichbare Vorgehensweise ist u.a. in Brümmer et al. (2011), Hottenrott et al. (2013) und Hajcak et al. (2008) aufgeführt.

Nachfolgend werden für die EEG-Signale Tief- und Hochpassfilter (Filter 2) verwendet, um die nicht relevanten Frequenzanteile herauszufiltern. Da der dominante Alpha-Rhythmus bei geschlossenen Augen auf einen entspannten Wachzustand hindeutet, sind die relevanten Frequenzanteile des Alpha-Rhythmus und die angrenzenden Frequenzanteile von Relevanz. Die Grenzfrequenz des Tiefpassfilters liegt demnach bei 3 Hz und die Grenzfrequenz des Hochpassfilters beträgt 70 Hz. Beide Filter weisen eine Flankensteilheit von 24 dB pro Oktave auf. Weiterhin wird ein Notch-Filter eingebunden, um den Störeinfluss der Netzfrequenz bei 50 Hz  $\pm 2,5$  Hz zu unterdrücken. Die Flankensteilheit des Notch-Filters beträgt 24 dB/Oktave.

Die Signale werden anschließend in 4 s lange Zeitabschnitte unterteilt. Eine Überlappung der einzelnen Zeitabschnitte ist mit 2 s vorgesehen, um eine größere Datenbasis zu generieren. Die Unterteilung bzw. Segmentierung der Signale (Hottenrott et al., 2013) und die anschließende Überlappung (Brümmer et al., 2011; Maestri et al., 2009) ist eine häufig angewandte Maßnahme. Durch die Segmentierung der Rohdaten können bis zu 29 Einzelabschnitte für die Ruhephasen (jeweils 60 s) und 59 Einzelzeitabschnitte für die Geräuschphasen (jeweils 120 s) entstehen. Die Einzelabschnitte für die jeweilige Ruhephase und Geräuschphase werden im Anschluss gemittelt. Infolge von Artefakten liegt die Anzahl der Einzelzeitabschnitte allerdings nicht immer bei der maximal möglichen Anzahl von 29 bzw. 59. Dies ist verschiedenen Störeinflüssen (z.B. Husten, Niesen, Bewegungen) und der sehr hohen Empfindlichkeit geschuldet. Nach der Mittelung der Einzelzeitabschnitte erfolgt eine Spektralanalyse. Die Spektralanalyse stellt dabei ein zuverlässiges Instrument zur Bestimmung der Grundaktivität dar (Dumermuth et al., 1975; Künkel, 1972).

Im Anschluss werden die Messergebnisse von allen Versuchspersonen für die jeweiligen Geräusche und für den jeweiligen Kanal gemittelt. Diese Mittelung wird auch als „Grand Average“ bezeichnet. Damit ergeben sich abschließend neun verschiedene Grand Averages für 28 unterschiedliche EEG-Kanäle.

Die Vorgehensweise der Messauswertung ist nachfolgend schematisch dargestellt (siehe Abbildung 5-14). Durch eine parallele Nutzung der identischen Software für die Spontan-EEG- und EKG-Messung ist die Auswertung des EKG-Signals ebenfalls verdeutlicht.

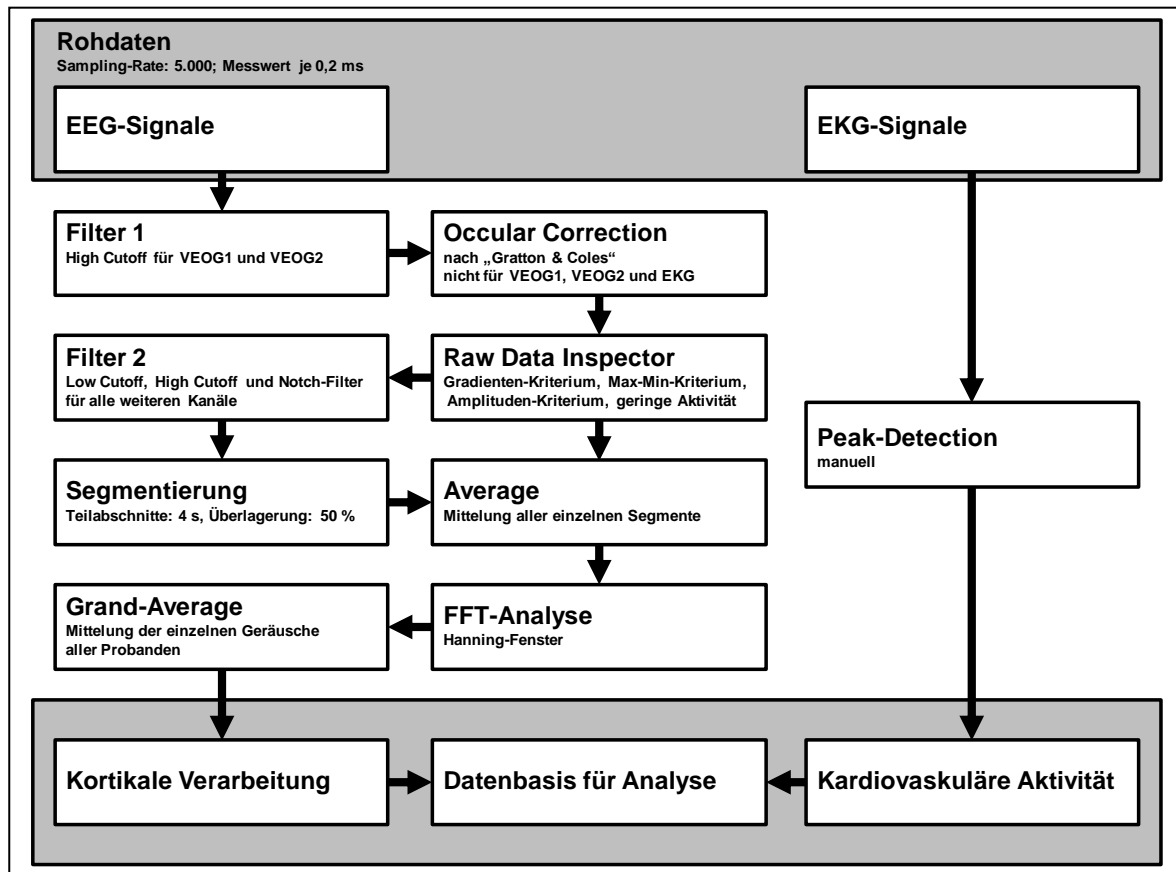


Abbildung 5-14: EEG- und EKG-Datenverarbeitung mittels Aufnahme- und Analysesoftware

Die Grand Averages der Spontan-EEG-Messungen werden als Leistungsdichtespektrum ausgegeben. Die Frequenzauflösung der Leistungsdichte beträgt 0,1 Hz. Anhand der Leistungsdichte erfolgt die Auswertung der Messergebnisse. Dies kann durch eine Gegenüberstellung der Leistungsdichten einzelner Elektrodenpositionen oder anhand der Verteilung der Leistungsdichten am Cortex (s.u.) erfolgen. Die Analyse der Leistungsdichten fokussiert sich dabei sowohl auf die Grand Averages, also auf die Mittelwerte aller Versuchspersonen, als auch auf die Messergebnisse einzelner Versuchspersonen. Insofern die Messergebnisse einzelner Versuchspersonen analysiert werden, wird explizit darauf hingewiesen. Die Messergebnisse einzelner Versuchspersonen beziehen sich dabei auf die Mittelwerte der Einzelzeitabschnitte. Messergebnisse einzelner Versuchspersonen werden analysiert, insofern qualitativ und/oder quantitativ deutliche Unterschiede zu den Grand Averages festgestellt werden können.

Die Verteilung der Leistungsdichte am Cortex wird ebenfalls anhand von „Mappingview“ dargestellt. Mappingviews stellen die Ergebnisse aller Elektrodenpositionen parallel über den gesamten Messzeitraum als topographische Karte dar (Brain Products GmbH, 2006). Damit lassen sich kortikale Aktivitäten bestimmten Areas am Cortex graphisch zuordnen und somit leichter miteinander vergleichen. Eine Darstellung von Mappingviews ist bzgl. der Ergebnisdarstellung immer häufiger vorzufinden (Oohashi et al., 2000; Shahin et al., 2010). Die Mappingviews können sowohl die Leistungsdichteverteilung der Grand Averages als auch die Leistungsdichteverteilung einzelner Versuchspersonen darstellen. Bei der Darstellung der Mappingviews erfolgt eine Konzentration auf den Frequenzbereich des Alpha-Rhythmus, da dieser insbesondere in



einem entspannten Wachzustand und bei geschlossenen Augen besonders deutlich zur Geltung kommen sollte (vgl. Kapitel 2.5.2).

Bei der Analyse der Leistungsdichten erfolgt kein direkter Vergleich zwischen den Ergebnissen während einer Geräuschvariante und einer Ruhephase, da die Geräuschoptimierung und damit die Geräuschvarianten im Vordergrund der Untersuchungen stehen.

### 5.3.4.3 EKG-Untersuchung

Die EKG-Messungen werden parallel zu den Spontan-EEG-Messungen durchgeführt. Die verwendete Messtechnik ist somit bereits im vorhergehenden Abschnitt (vgl. Kapitel 5.3.4.2) aufgeführt.

#### Aufbau

Für die EKG-Messung wird eine zusätzliche Elektrode an der *Regio cervicalis posterior* der Versuchspersonen angebracht. Durch die beiden Referenzelektroden an den *Processus mastoidei* und unter Nutzung der EEG-Aufnahmesoftware werden die EKG-Daten aufgezeichnet.

#### Auswertung

Durch eine Auszählung der höchsten Auslenkung, des „R-Peaks“ im EKG bzw. der Erregung der Vorhöfe, ist eine Repräsentation der kardiovaskulären Aktivität in Form der Herzfrequenz während der Messzeit möglich. Ein detaillierter Überblick über das Elektrokardiogramm und dessen Segmente ist in Trappe et al. (2013) aufgeführt.

### 5.3.4.4 Fehlerbetrachtung

Wie bei den zuvor aufgenommenen Messergebnissen werden zur Absicherung der Untersuchungsergebnisse die Standardabweichungen, Regressionsgeraden und signifikanten Unterschiede zwischen den einzelnen Messreihen bestimmt. Signifikante Unterschiede zwischen den jeweiligen Geräuschvarianten und den Ruhephasen werden durch die Varianzanalyse mit Messwiederholung für abhängige Stichproben ermittelt. Ausschlaggebend hierfür ist eine kontinuierliche Datenvariable (z.B. Herzfrequenz, Leistungsdichteamplitude) und ein kategorialer Prädiktor (Geräuscheinfluss). Die Auswahl der statistischen Datenauswertung ist nachfolgend schematisch dargestellt (siehe Abbildung 5-15). Detaillierte Informationen zur statistischen Auswertung der Messdaten sind, wie bereits erwähnt, Field (2013) zu entnehmen.

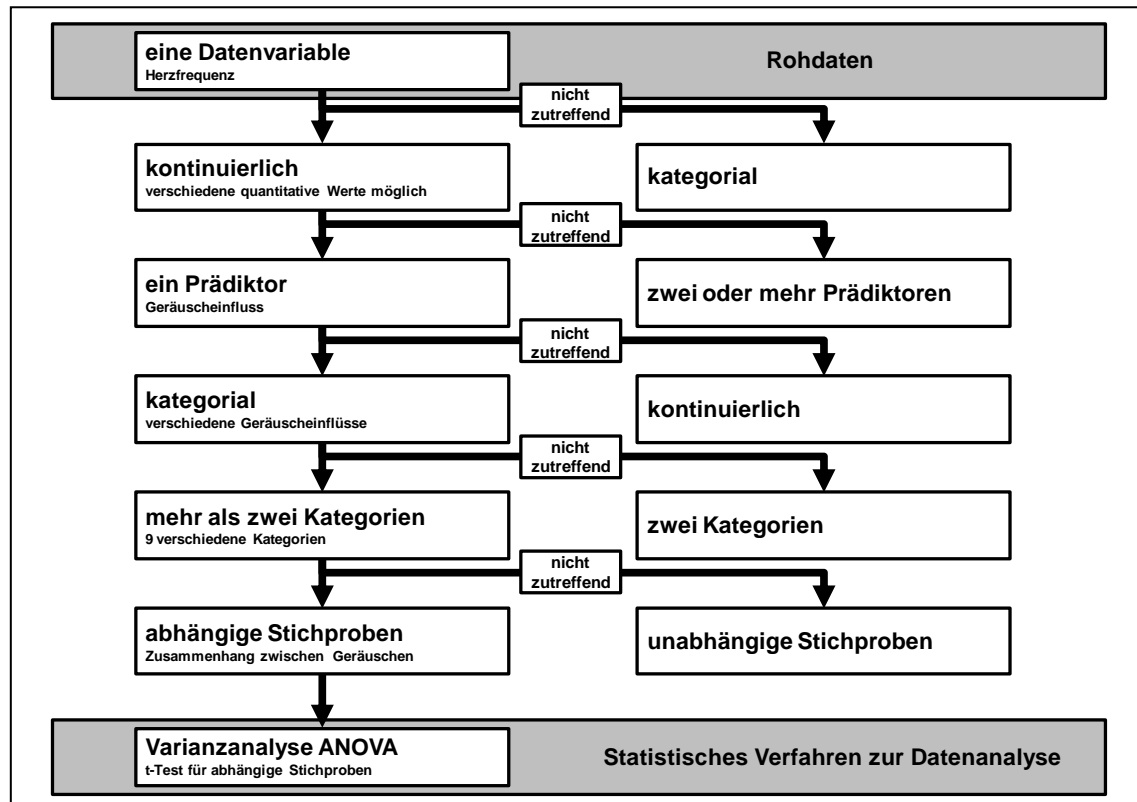


Abbildung 5-15: Auswahl des statistischen Verfahrens für die Ergebnisse der psychophysiologischen Geräuschbeanspruchung (Field, 2013)

Die Datenauswertung erfolgt mit der Statistiksoftware SPSS und der bereits erwähnten Tabellenkalkulationssoftware Excel®.

### 5.3.5 Subjektive Geräuschwahrnehmung

Im Anschluss an die akustischen Untersuchungen erfolgt eine Befragung der Versuchspersonen. Anhand der Befragung sollen die Geräuschvarianten hinsichtlich der subjektiven Geräuschwahrnehmung in „unangenehm“ und „angenehm“ eingeordnet werden. Anhand der ganzheitlichen Wahrnehmung (siehe Abbildung 3-1) ist eine Rangfolge der Geräuschvarianten möglich. Diese Rangfolge sollte nach Zwicker et al. (1990) mit dem Ergebnissen der Lautstärke in Einklang stehen. Damit kann eine Überprüfung der subjektiven Geräuschwahrnehmung mit einer physikalischen Messgröße erfolgen.

Weiterhin ist durch die Dauer der Beschallung eine unterschiedliche Wahrnehmung der Geräuschvarianten in Folge einer veränderten Vigilanz und/oder einem veränderten zerebralen Aktivationsniveau möglich. Aus diesem Anlass erfolgt eine Befragung der Versuchspersonen hinsichtlich der Beanspruchung in Folge der Beschallungsdauer.

Weiterhin soll eine mögliche subjektive Zuordnung der Geräuschvarianten zu bestimmten Geräuschquellen und/oder eine Wahrnehmung der identischen Geräusche untersucht werden. Beide Aspekte sollen zur Analyse der Ergebnisse mit einbezogen werden. In diesem Zusammenhang ist ebenfalls von Zwicker et al. (1990) festgestellt worden, dass „kognitive Effekte“, wie z.B. das Identifizieren einer Geräuschquelle, eine untergeordnete Rolle in Bezug auf einer Kategorisierung von Geräuschen hinsichtlich deren Lautstärke aufweist. Daraus ist abzuleiten,

dass eine Zuordnung der Geräuschvarianten zu bestimmten Geräuschquellen die Ergebnisse der Untersuchung nicht beeinflusst werden sollten.

Anhand der zuvor aufgeführten Aspekte wurde ein Fragebogen entwickelt. Dieser Fragebogen beinhaltet die sechs nachfolgend aufgeführten Fragestellungen:

- Wie empfanden Sie die Dauer des Versuchsablaufs?
- Welche Geräuschvariante bzw. Geräuschvarianten empfanden Sie besonders angenehm?
- Welche Geräuschvariante bzw. Geräuschvarianten empfanden Sie besonders unangenehm?
- Können Sie den Geräuschvarianten bestimmte Geräuschquellen zuordnen?
- Haben Sie ein oder mehrere Geräuschvarianten mehrfach gehört?

Da die subjektive Geräuschwahrnehmung nicht unmittelbar im Mittelpunkt der Dissertation steht, sollen die kurzen Fragen anstelle eines komplexen Bewertungsverfahrens zur Feststellung der subjektiven Geräuschwahrnehmung ausreichen.

## 6. Qualifikation der Versuchspersonen

### 6.1.1 Tonaudiometrie

Anhand der Tonaudiometrie (vgl. Kapitel 5.3.3.1) konnten 20 hörgesunde Versuchspersonen mit einem Durchschnittsalter von 24,0 Jahren für die Folgeuntersuchungen gefunden werden. Vier weitere Versuchspersonen wurden wegen zu großer Hörschwellenverschiebungen von den weiteren Untersuchungen ausgeschlossen. Die Ergebnisse der Hörschwellenbestimmung mit Standardabweichung sind nachfolgend dargestellt (siehe Abbildung 6-1).

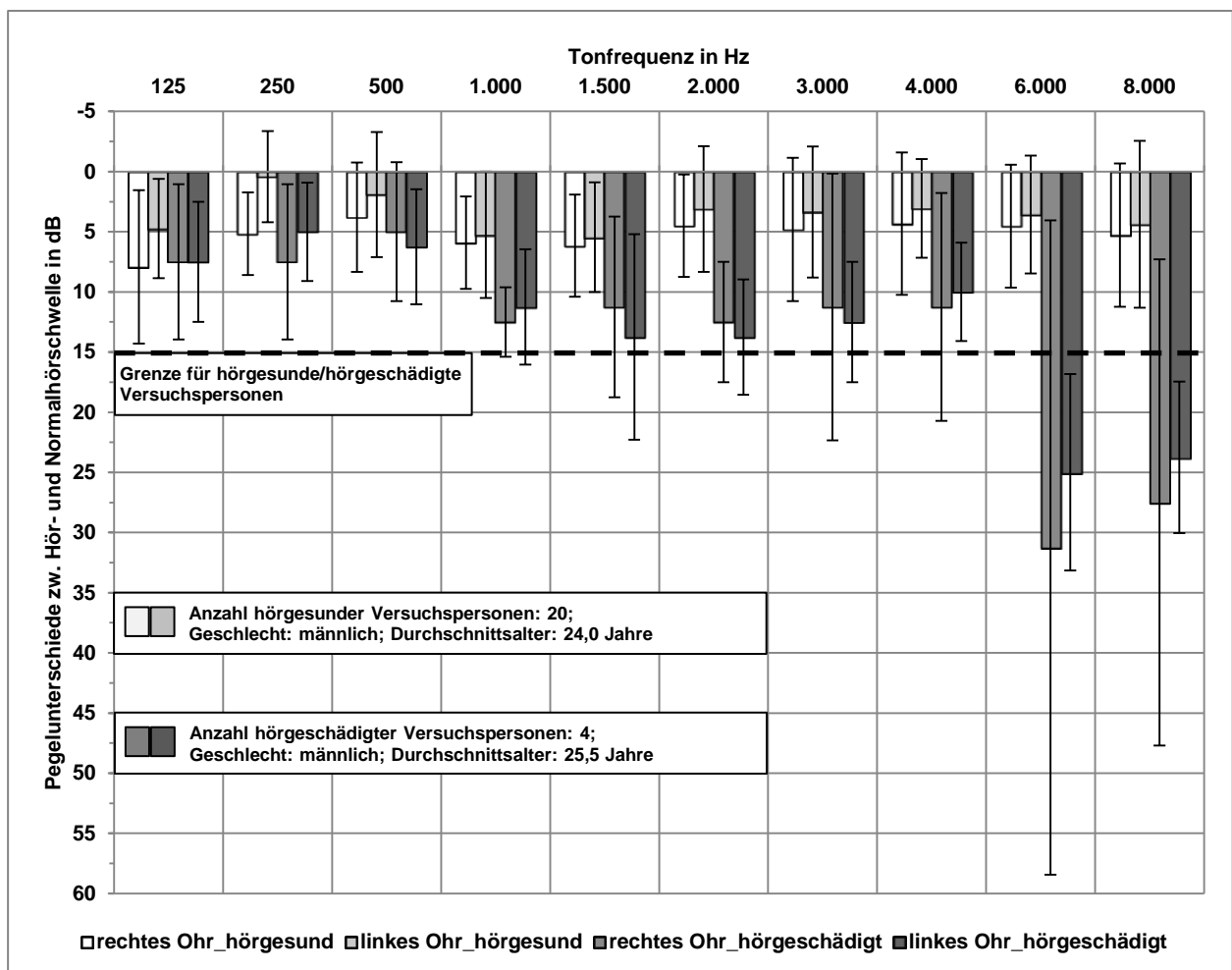


Abbildung 6-1: Ergebnisse der Tonaudiometrie und Standardabweichungen an hörgesunden (n = 20) und hörgeschädigten (n = 4) Versuchspersonen

### 6.1.2 Fragebogen

Die Ergebnisse des Fragebogens mit dichotomen Auswahlmöglichkeiten (vgl. Kapitel 5.3.3.2) sind nachfolgend aufgeführt (siehe Tabelle 6-1). Die 13 Fragen wurden hauptsächlich negiert beantwortet. Eine genaue Betrachtung der Fragen erfolgte, insofern weniger als 80 % der Versuchspersonen die Fragestellung unterschiedlich beantwortet hatten. Die auffälligen Antworten der Fragestellungen sind in der Auswertung farblich hervorgehoben.

## Qualifikation der Versuchspersonen

**Tabelle 6-1: Analyse des Fragebogens mit dichotomen Auswahlmöglichkeiten zum Vergleich der Eigenschaften der Versuchspersonen (n = 20)**

Nr.	Kurzfassung der Frage	Beantwortung der Fragen in %	
		Ja	Nein
1	schwerwiegende Erkrankungen	0 %	100 %
2	<b>Infektionskrankheiten</b>	<b>40 %</b>	<b>60 %</b>
3	regelmäßige Medikamenteneinnahme	5 %	95 %
4	<b>Einnahme antibiotischer Medikamente</b>	<b>60 %</b>	<b>40 %</b>
5	Schwerhörigkeit in der Familie	20 %	80 %
6	Hörprobleme	5 %	95 %
7	Erkrankungen am Ohr/Gehör	0 %	100 %
8	Operationen am äußeren Ohr oder am Innenohr	0 %	100 %
9	Gefühl des schlechter Hörens	0 %	100 %
10	vermehrte Ohrenschmalzbildung	0 %	100 %
11	häufig Kopfschmerzen	0 %	100 %
12	manchmal Ohrgeräusche	15 %	85 %
13	<b>laute Hobbies</b>	<b>45 %</b>	<b>55 %</b>

Die Fragestellungen 1, 3 und 5 bis 12 lieferten sehr einheitliche Antworten. Damit ließ sich für den Zeitpunkt der Untersuchungen belegen, dass sich die Versuchspersonen körperlich gesund fühlten, keine operativen Eingriffe am Gehörgang hatten, gegenwärtig keine Medikamente konsumierten und sich hörgesund einschätzten. Außerdem waren keine chronischen oder genetisch bedingten Hörschäden in der Familie bekannt. Lediglich die Altersschwerhörigkeit bei den Großeltern wurde tendenziell bei Hörschäden in der Familie genannt.

Die Ergebnisse der Fragestellung 2, 4 und 13 waren hingegen nicht eindeutig. Die Fragestellung 2 zeigte auf, dass die Versuchspersonen diverse Infektionskrankheiten hatten. Der Infekt der Versuchspersonen lag allerdings eine geraume Zeit in der Vergangenheit. Eine Beeinträchtigung der Untersuchung war damit nicht gegeben. In diesem Zusammenhang ist allerdings bekannt, dass Hörschäden im Kindesalter durch Infektionskrankheiten hervorgerufen werden können. Da keine Hörschwellenverschiebungen bei den Versuchspersonen ermittelt werden konnten, hatte diese Frage retrospektiv keine wesentliche Relevanz. Diese Feststellung trifft auch auf die Fragestellung 4 und 13 zu.

## 7. Ergebnisse

### 7.1 Geräuschquellen

#### 7.1.1 Geräuschanregung

##### Referenzmessung

In den ersten Untersuchungen werden die Schallleistungspegel der „neuwertigen“ Geräte als Referenz für die Folgemessungen sowie als Vergleichsmessungen für die Voruntersuchungen bestimmt (vgl. Kapitel 5.3.1.4). Die Messergebnisse verdeutlichen, dass mit zunehmender Drehzahl die Geräuschemission anstieg und mit zunehmendem Füllstand die Geräuschemission durch die lastabhängige Drehzahlverringerung tendenziell abnahm (siehe Abbildung 7-1). Damit wurde der dominante Einfluss der Drehzahl auf den Schallleistungspegel deutlich. Die Drehzahl und damit auch die Drehfrequenz stiegen von ca. 200 Hz (minimale Drehzahl) über ca. 230 Hz (mittlere Drehzahl) auf ca. 260 Hz (maximale Drehzahl) bei halbvollem Füllstand an und sanken bei vollem Füllstand auf ca. 225 Hz (maximale Drehzahl) ab. Die Standardabweichungen der Messergebnisse waren vergleichbar und betrugen bis zu  $\pm 0,6$  dB. Signifikante Unterschiede konnten zwischen verschiedenen Betriebsparametern und Geräten festgestellt werden. Aus Übersichtsgründen werden nur die direkt aufeinander folgenden signifikanten Unterschiede dargestellt. Diese Einschränkung wird für alle nachfolgenden Darstellungen beibehalten. Die vollständigen Daten der signifikanten Unterschiede befinden sich im Anhang B.

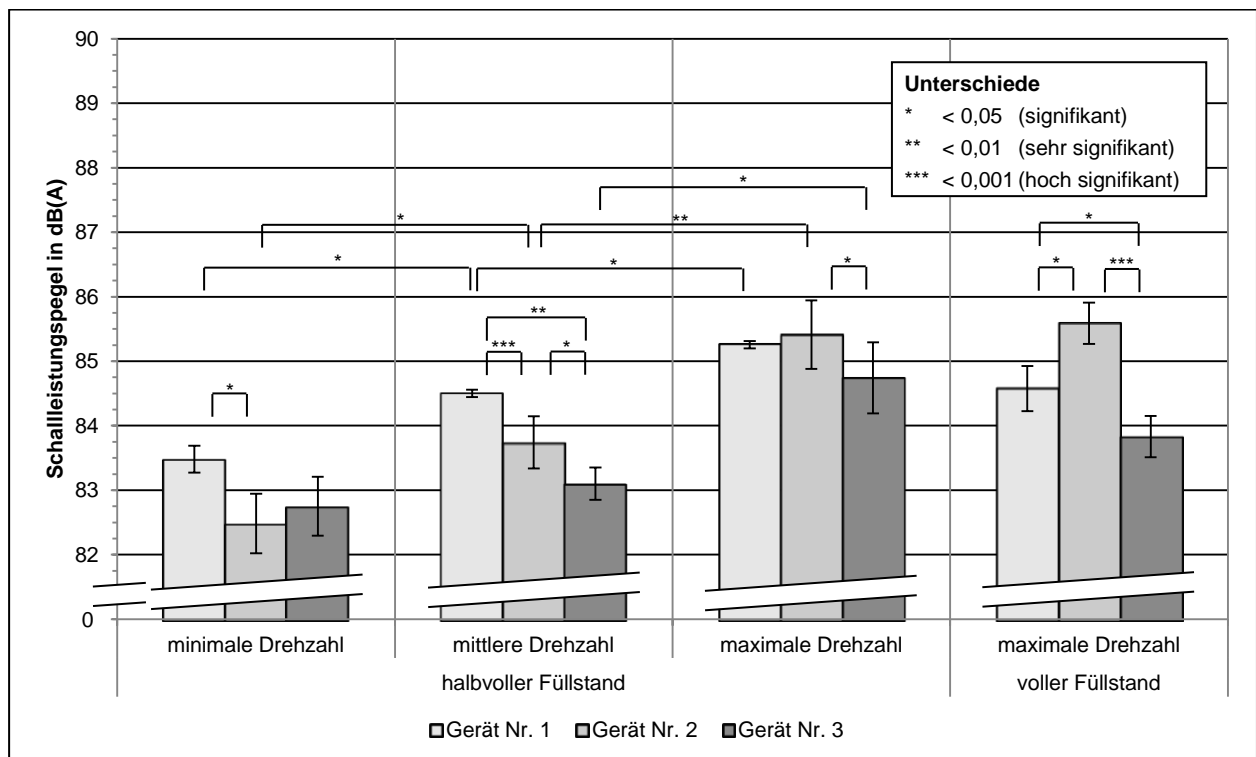


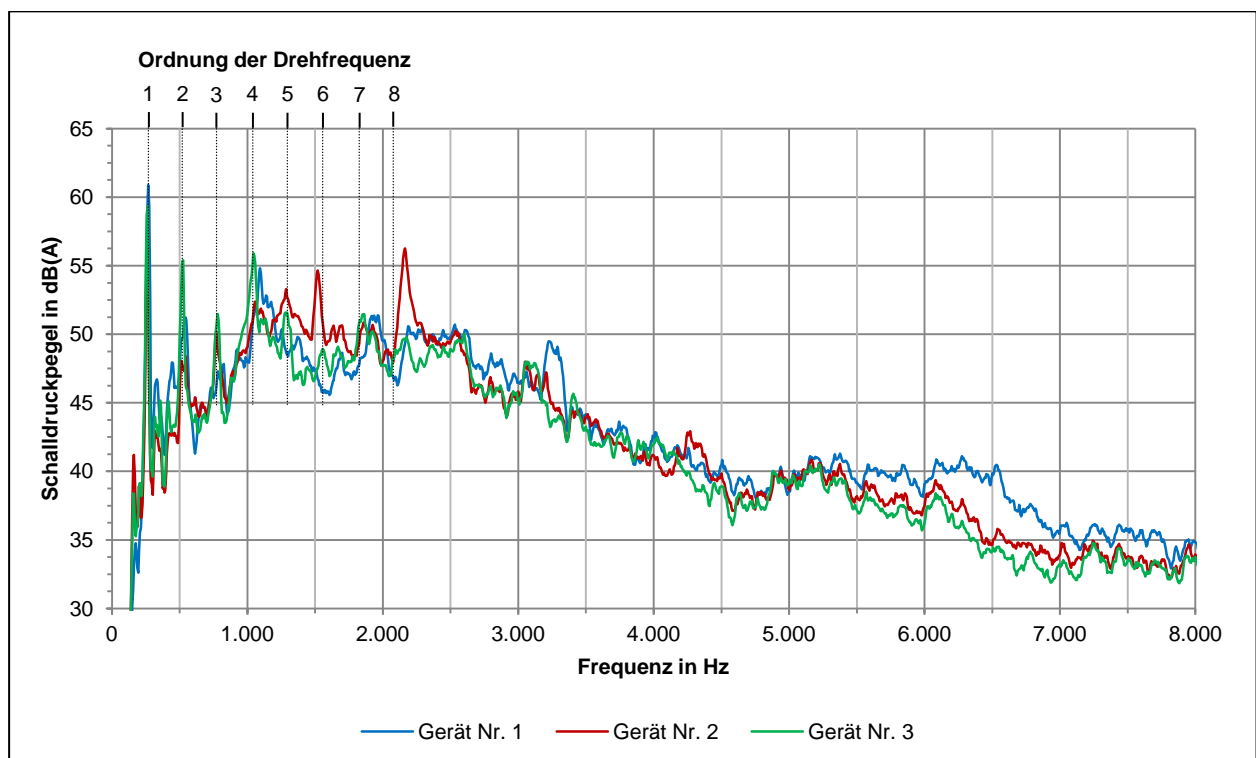
Abbildung 7-1: Schallleistungspegel und deren Standardabweichungen sowie signifikanten Unterschiede in Abhängigkeit von der Drehzahl und dem Füllstand bei günstigster Kupplungskombination (n = 15)

## Ergebnisse

Die ermittelten Schallleistungspegel der Geräte bei akustisch günstigster Kupplungsvariante (s.u.) konnten die Ergebnisse der Voruntersuchungen tendenziell bestätigen (vgl. Kapitel 5.3.1.1).

Entsprechend der Anforderungen (vgl. Kapitel 5.2) erfolgt bei den Folgeuntersuchungen eine Konzentration auf den akustisch „ungünstigsten“ Betriebspunkt. Als ungünstigster Betriebspunkt hat sich eine Nutzung der Geräte mit maximaler Drehzahl und halbvollem Füllstand herausgestellt. Im weiteren Verlauf wird dieser Betriebspunkt als „Standardbetriebspunkt“ bezeichnet.

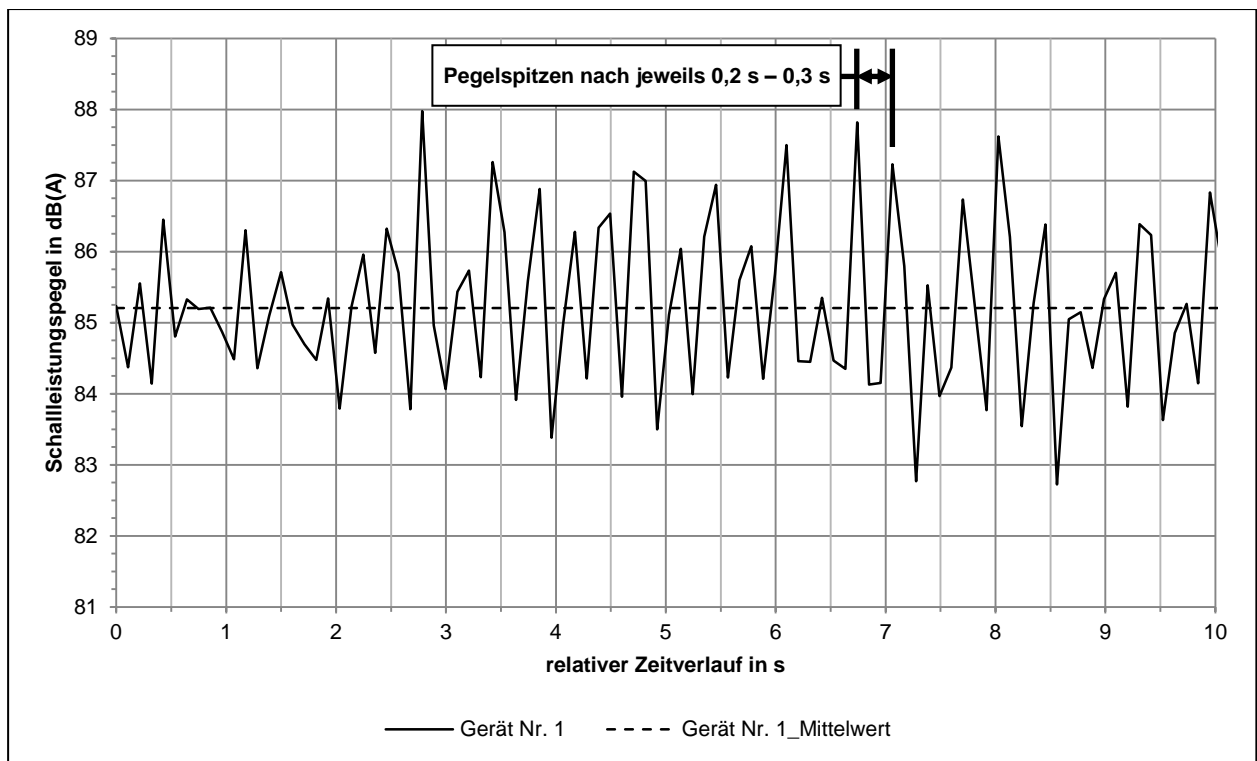
Nachfolgend sind die gemittelten Schmalbandspektren aller drei untersuchten Geräte in dem Standardbetriebspunkt dargestellt (siehe Abbildung 7-2). Bei allen untersuchten Geräten waren die Frequenzspektren insbesondere durch schmalbandige Frequenzanteile geprägt. Als Grundfrequenz konnte die Drehfrequenz ermittelt werden. Weiterhin traten deren Vielfache auf. Die Drehfrequenzen aller untersuchten Geräte waren annähernd identisch und lagen bei ca. 260 Hz. Neben den schmalbandigen Frequenzanteilen sind auch dominante breitbandige Frequenzanteile erkennbar. Insgesamt lag der dominante Frequenzbereich bei allen untersuchten Geräten zwischen der Drehfrequenz bei 260 Hz und etwa 2,6 kHz. In diesem Frequenzbereich ähnelten sich die Spektren stark, nur bei Gerät Nr. 2 waren deutliche Unterschiede insbesondere für zwei schmalbandige Frequenzanteile bei 1,5 kHz und 2,1 kHz feststellbar. Diese beiden schmalbandigen Frequenzanteile konnten tendenziell Vielfachen der Drehfrequenz zugeordnet werden.



**Abbildung 7-2: Schmalbandspektren mit Ordnungen der Drehfrequenz im Standardbetriebspunkt und bei günstigster Kupplungskombination (n = 15)**

## Ergebnisse

Neben den direkten Gerätegeräuschen verursachte auch das sich im Messbehälter befindliche Füllmedium infolge der Rotationsbewegung ein stark schwankendes Gesamtgeräusch (siehe Abbildung 7-3). Schwankungen des Schallleistungspegels konnten annähernd für alle Geräte nach jeweils 0,2 s bis 0,3 s festgestellt werden. Die sich anhand der Schallleistungspegelschwankungen ergebenden Unterschiede betrugen im Bezug zum Mittelwert bis zu  $\pm 3$  dB. Daraus resultierende Schwebungen und/oder Maskierungen (z.B. in Folge einer zusätzlichen Grundschiwingung) konnten nicht festgestellt werden.



**Abbildung 7-3: Schallleistungspegel-Zeitverlauf im Standardbetriebspunkt und bei günstigster Kupplungskombination bei Gerät Nr. 1**

Nachfolgend wurden die Schalldruckpegel-Zeit-Frequenzspektren gegenübergestellt (siehe Abbildung 7-4), um die spektrale Zusammensetzung über ein definiertes Zeitfenster zu bewerten. Die zeitliche Fluktuation der Geräusche ließ sich gut an den unterschiedlich ausgeprägten Schalldruckpegeln erkennen. Dies bestätigt die Erkenntnisse aus den zuvor dargestellten Ergebnissen. Die zeitliche Fluktuation der Geräusche ist auf geringe Drehzahlschwankungen zurückzuführen. Aus diesem Grund sind die Pegel der Drehfrequenz sowie deren Vielfache unterschiedlich stark ausgeprägt. Die breitbandigen Geräuschanteile sind ebenfalls von Fluktuationen der Drehzahl gekennzeichnet. Trotzdem ließen sich die dominanten Geräuschanteile bestimmten Frequenzen zuordnen. Diese Aussage ergibt sich durch einen Vergleich mit den bereits dargestellten Schmalbandspektren (vgl. Abbildung 7-2).



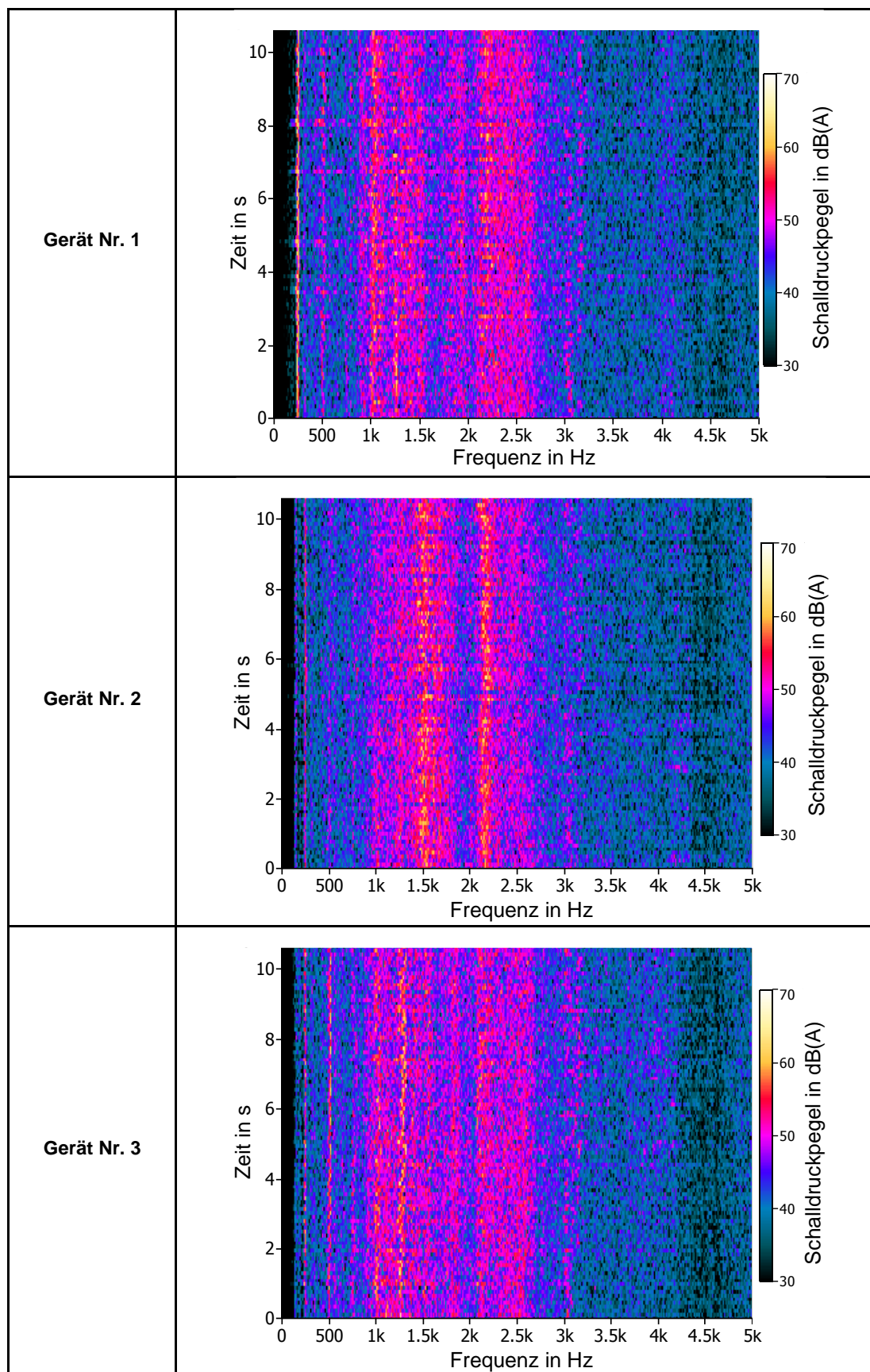


Abbildung 7-4: Schalldruckpegel-Zeit-Frequenzspektren im Standardbetriebspunkt und bei günstigster Kupplungskombination

### Analyse der Bauteilgeräusche

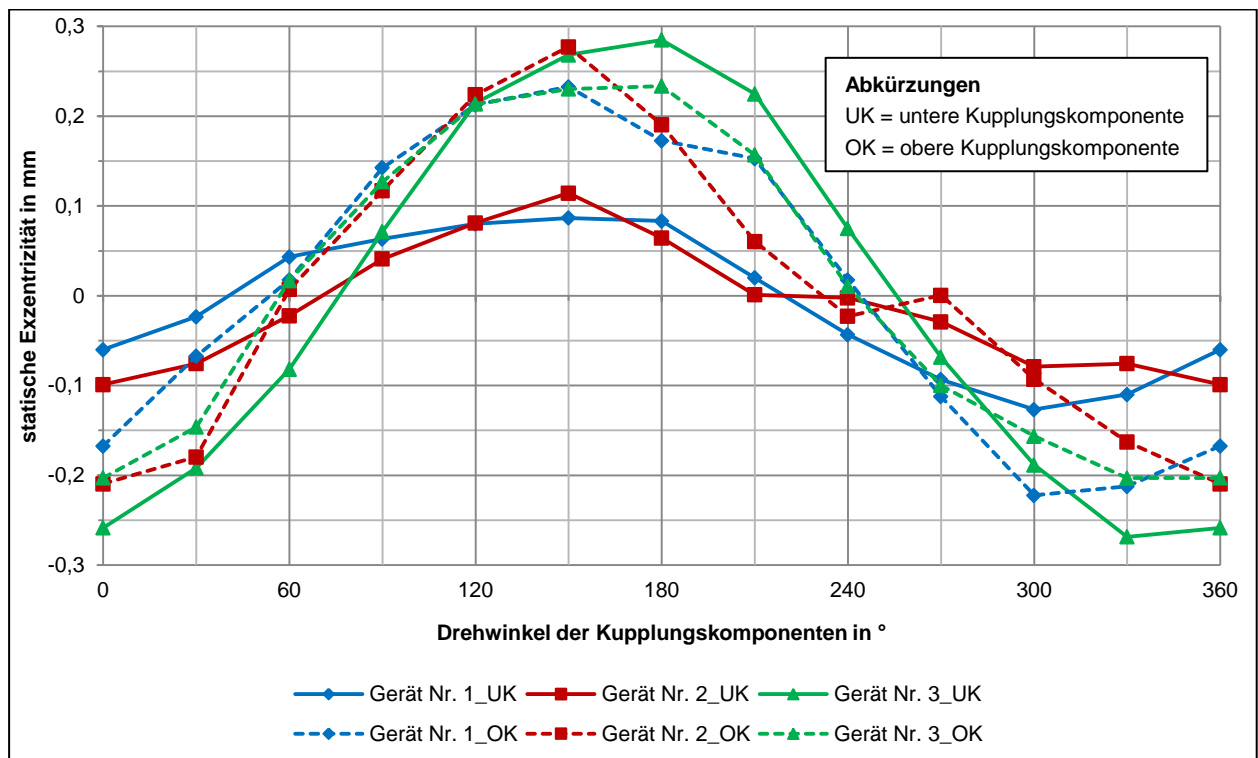
Mittels einer Analyse der einzelnen Bauteile (vgl. Kapitel 5.3.1.5) wurde die relativ kleine Bodenpartie als eine dominante Geräuschquelle mit einem Schallleistungsanteil von etwa 50 % ermittelt (siehe Tabelle 7-1). Der restliche Schallleistungsanteil von ebenfalls etwa 50 % wurde zusammen von dem Messbehälter, dem Deckel und dem Ständer emittiert.

**Tabelle 7-1: Geräuschanteil und Schallleistungspegel der einzelnen Baugruppen im Standardbetriebspunkt und bei günstigster Kupplungskombination (n = 15)**

Beschreibung		Schallleistungspegel und deren Standardabweichung in dB(A)					
		Gerät Nr. 1		Gerät Nr. 2		Gerät Nr. 3	
Ausgangszustand		84,8 ±0,2		85,0 ±0,2		85,4 ±0,3	
Boden entkoppelt		81,6 ±0		82,0 ±0,2		82,8 ±0,2	
Bodenplatte entkoppelt u. Ständer gekapselt		80,5 ±0,1		81,2 ±0,1		81,5 ±0,4	
Geräuschanteil der Baukomponente		Schallleistungspegel in dB(A) und Schallleistungsanteil am Gesamtgeräusch in %					
		L <sub>w</sub> in dB(A)	Anteil in %	L <sub>w</sub> in dB(A)	Anteil in %	L <sub>w</sub> in dB(A)	Anteil in %
Bodenpartie		82,0	52	81,6	48	81,9	45
Ständer		75,0	10	73,9	8	77,0	15
Messbehälter inkl. Deckel		80,5	37	81,2	44	81,5	41

### Statische Exzentrizität

Die statische Exzentrizität (vgl. Kapitel 5.3.1.5) der drei oberen Kupplungskomponenten auf der Messerseite sowie der drei unteren Kupplungskomponenten auf der Motorseite lag im Bereich von  $\pm 0,3$  mm und war vom Drehwinkel abhängig (siehe Abbildung 7-5).



**Abbildung 7-5: Statische Exzentrizität der unteren und oberen Kupplungskomponente in Abhängigkeit des Drehwinkels (n = 3)**

Nachfolgend wird der Einfluss der Kupplungskombination auf den Schallleistungspegel dargestellt (siehe Abbildung 7-6). Im Standardbetriebspunkt konnten in Abhängigkeit der sechs möglichen Kupplungskombinationen Pegeldifferenzen von bis zu 1,5 dB festgestellt werden. Bei anderen Betriebsparametern (siehe Tabelle 7-2) wurden vergleichbare Pegeldifferenzen von bis zu 1,9 dB ermittelt. Damit haben die sich aus der Geometrie ergebenden unterschiedlichen Laufeigenschaften Einfluss auf die Geräuschemission. Zur Absicherung der Ergebnisse sind ebenfalls die Standardabweichungen und die signifikanten Unterschiede aufgeführt. Detaillierte Angaben befinden sich, wie bereits erwähnt, im Anhang B.

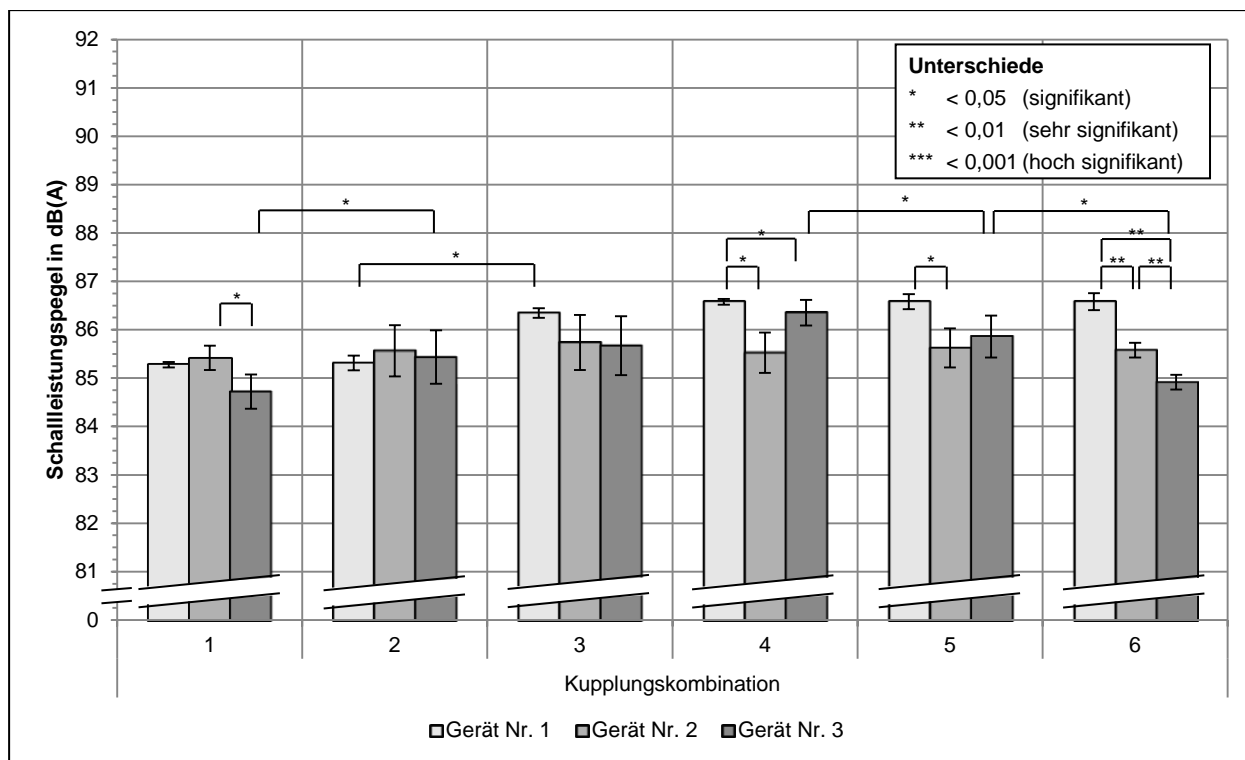


Abbildung 7-6: Schallleistungspegel und deren Standardabweichungen im Standardbetriebspunkt und in Abhängigkeit der Kupplungskombination (n = 15)

Tabelle 7-2: Schallleistungspegel und deren Standardabweichungen in Abhängigkeit der Kupplungskombination und der Betriebsparameter (Maximal- und Minimalwerte sind farblich hervorgehoben) (n = 15)

			Kupplungskombination						Max. Pegel-differenz in dB
			1	2	3	4	5	6	
Schallleistungspegel und deren Standardabweichungen in dB(A)	minimale Drehzahl, halbvoller Füllstand	Gerät Nr. 1	83,4 ±0,2	84,1 ±0,5	84,7 ±0,1	84,1 ±0,1	85,3 ±0,3	84,3 ±0,2	1,7
		Gerät Nr. 2	84,1 ±0,5	82,4 ±0,2	84,6 ±0,3	85,8 ±1,1	85,0 ±0,7	85,1 ±0,5	1,7
		Gerät Nr. 3	83,3 ±0,4	82,7 ±0,5	83,3 ±0,3	84,1 ±0,4	84,6 ±0,4	84,4 ±0,5	1,9
	mittlere Drehzahl, halbvoller Füllstand	Gerät Nr. 1	84,5 ±0,1	84,5 ±0,2	85,0 ±0,2	85,4 ±0,1	85,6 ±0,1	85,1 ±0,2	1,1
		Gerät Nr. 2	83,7 ±0,4	85,0 ±0,2	85,1 ±0,1	84,8 ±0,2	85,1 ±0,4	84,5 ±0,1	1,4
		Gerät Nr. 3	83,0 ±0,4	83,3 ±0,3	83,7 ±0,1	84,5 ±0,1	84,1 ±0,4	83,2 ±0,2	1,5
	maximale Drehzahl, voller Füllstand	Gerät Nr. 1	84,5 ±0,4	84,9 ±0,8	85,3 ±0,3	85,8 ±0,6	85,3 ±0,8	84,7 ±0,6	1,3
		Gerät Nr. 2	85,6 ±0,3	85,5 ±0,4	85,8 ±0,3	85,8 ±0,6	85,8 ±0,4	85,6 ±0,4	0,3
		Gerät Nr. 3	84,1 ±0,6	84,4 ±0,3	84,8 ±0,2	85,6 ±0,2	85,2 ±0,6	83,8 ±0,2	1,8

## Ergebnisse

Nachfolgend sind die angepassten statischen Exzentrizitäten der unteren und oberen Kupplungskomponenten in Abhängigkeit der günstigsten und ungünstigsten Kupplungskombination dargestellt (siehe Abbildung 7-7). Im Mittelpunkt stehen das Gerät Nr. 1 und Gerät Nr. 3, da reproduzierbare Pegelvariationen in Abhängigkeit der Kupplungskombination festgestellt werden konnten. Für Gerät Nr. 1 war überwiegend die Kupplungskombination 1 am günstigsten und die Kupplungskombination 4 am ungünstigsten. Eine Gegenüberstellung zeigt, dass in diesem Fall große statische Exzentrizitäten zwischen unterer und oberer Kupplungskomponente die Schallleistungspegel erhöhen und entsprechend kleine statische Exzentrizitäten die Schallleistungspegel verringern (siehe Abbildung 7-8).

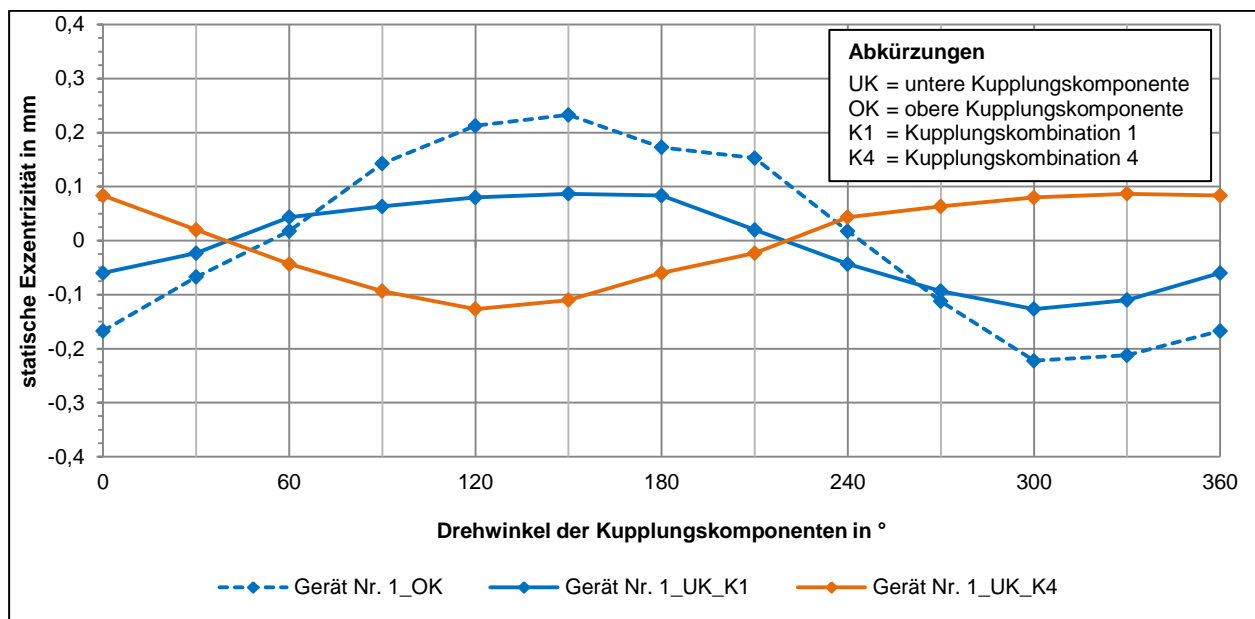


Abbildung 7-7: Statische Exzentrizität der unteren und oberen Kupplungskomponente in Abhängigkeit der Kupplungskombination bei Gerät Nr. 1 (n = 3)

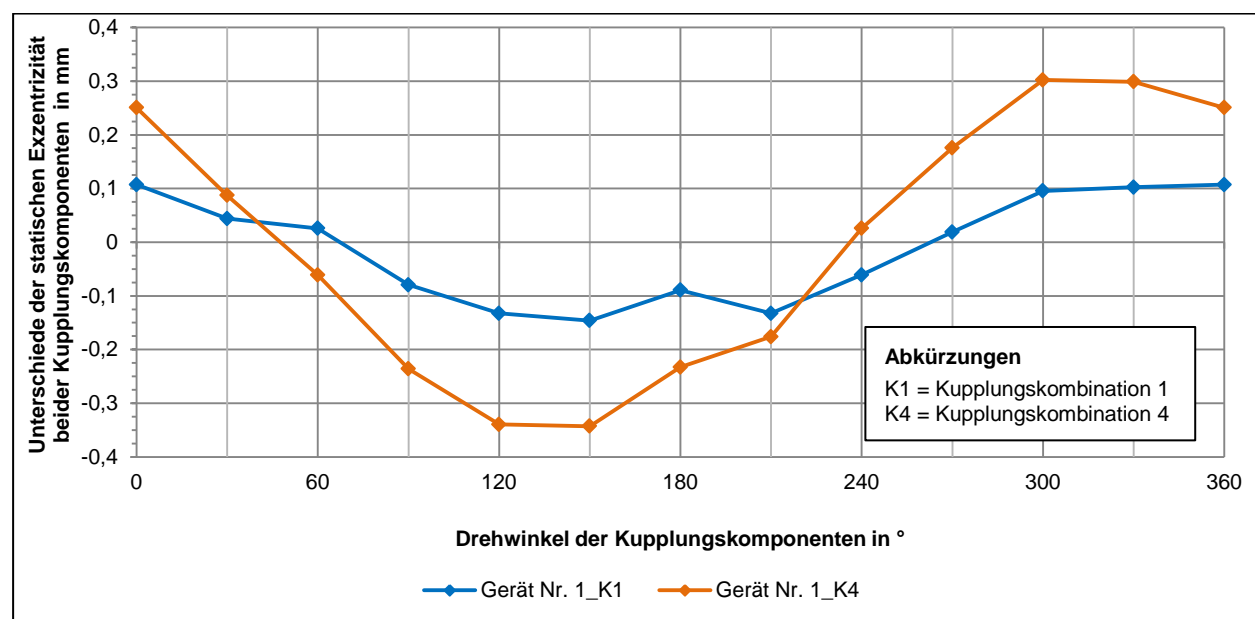
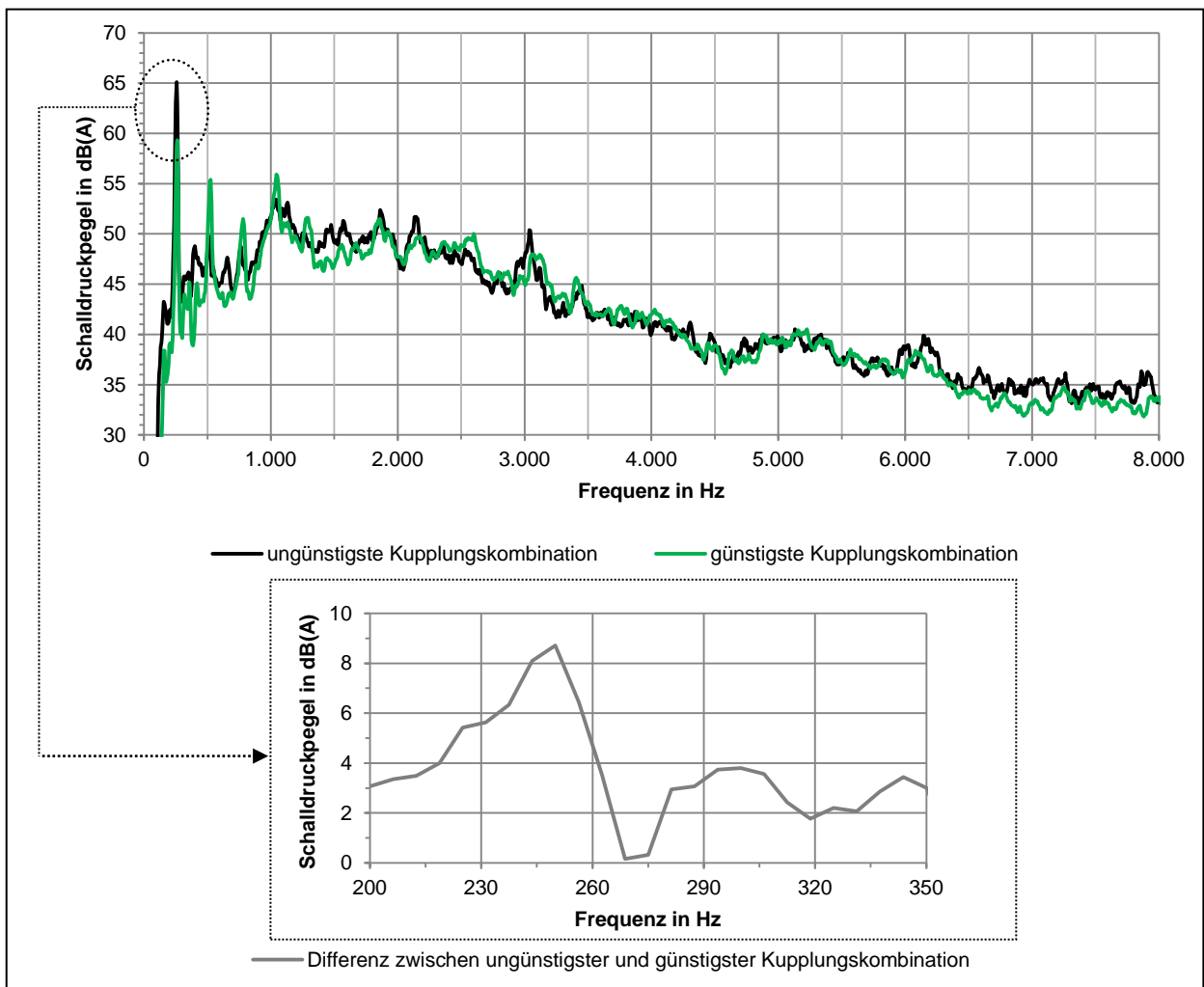


Abbildung 7-8: Unterschiede der statischen Exzentrizität zwischen oberer und unterer Kupplungskomponente in Abhängigkeit der Kupplungskombination bei Gerät Nr. 1 (n = 3)

## Ergebnisse

Anhand der nachfolgenden Grafik (siehe Abbildung 7-9) werden die Beeinflussung der Drehfrequenz durch die ungünstigste und günstigste Kupplungskombination beispielhaft an Gerät Nr. 3 deutlich. Bei der Drehfrequenz konnten in Abhängigkeit der Kupplungskombination Schalldruckpegeldifferenzen von etwa 5 dB festgestellt werden. Erfolgt keine Berücksichtigung der Drehzahlunterschiede, so werden noch größere Schalldruckpegeldifferenzen im direkten Vergleich deutlich.

Bei Gerät Nr. 1 waren ebenso Schalldruckpegeldifferenzen bei der Drehfrequenz von circa 2 dB ermittelbar. Die Schalldruckpegeldifferenzen der Drehfrequenz waren dagegen bei Gerät Nr. 2 geringer als 2 dB.



**Abbildung 7-9: Schmalbandspektren im Standardbetriebspunkt in Abhängigkeit der günstigsten und ungünstigsten Kupplungskombination bei Gerät Nr. 3 (n = 15)**

## Einfluss der Unwucht

Durch eine gezielte Erhöhung der Unwucht infolge einer zusätzlichen Masse (3 g) an der unteren Kupplungskomponente ließ sich eine dadurch verursachte erhebliche Zunahme des Schalldruckpegels der Drehfrequenz und eine noch stärkere Zunahme des Schalldruckpegels der Vielfachen nachweisen (siehe Abbildung 7-10). In Abhängigkeit vom jeweilig untersuchten Gerät und den Betriebsparametern traten Erhöhungen des Schallleistungspegels von bis zu 7 dB auf. Die Geräuschqualität wurde deutlich beeinflusst. Infolge der zusätzlichen Masse wurde außerdem die Drehfrequenz verringert. Eine Gegenüberstellung der zusätzlichen Massen und der hervorgerufenen Schallleistungspegel ließ mittels Extrapolation auf ein vorhandenes Geräuschreduktionspotential in Folge einer optimalen Auswuchtung schließen (siehe Abbildung 7-11).

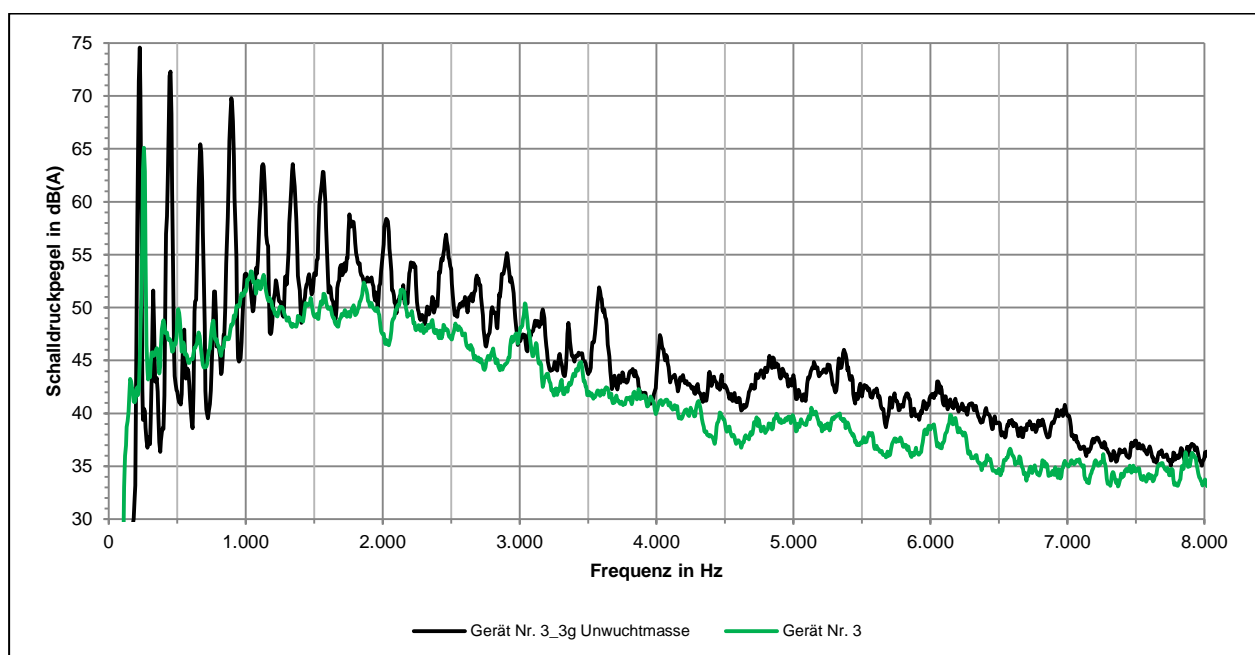


Abbildung 7-10: Schmalbandspektren in Abhängigkeit einer zusätzlichen 3 g Masse im Standardbetriebspunkt und bei ungünstigster Kupplungskombination bei Gerät Nr. 3 (n = 15)

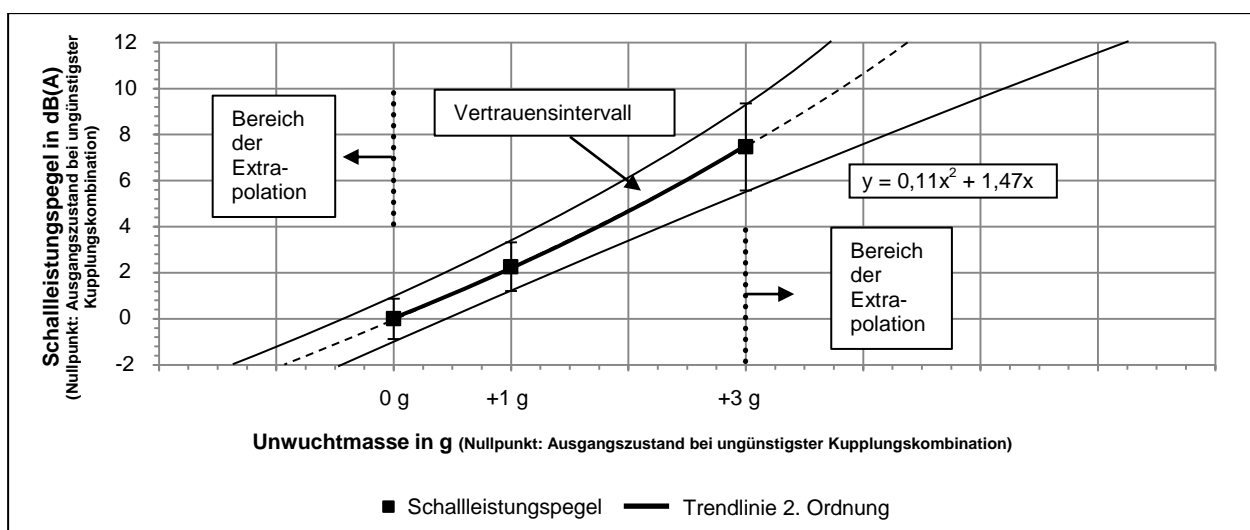


Abbildung 7-11: Untersuchung des Geräuschreduktionspotentials durch Extrapolation bei Gerät Nr. 3 (n = 15)

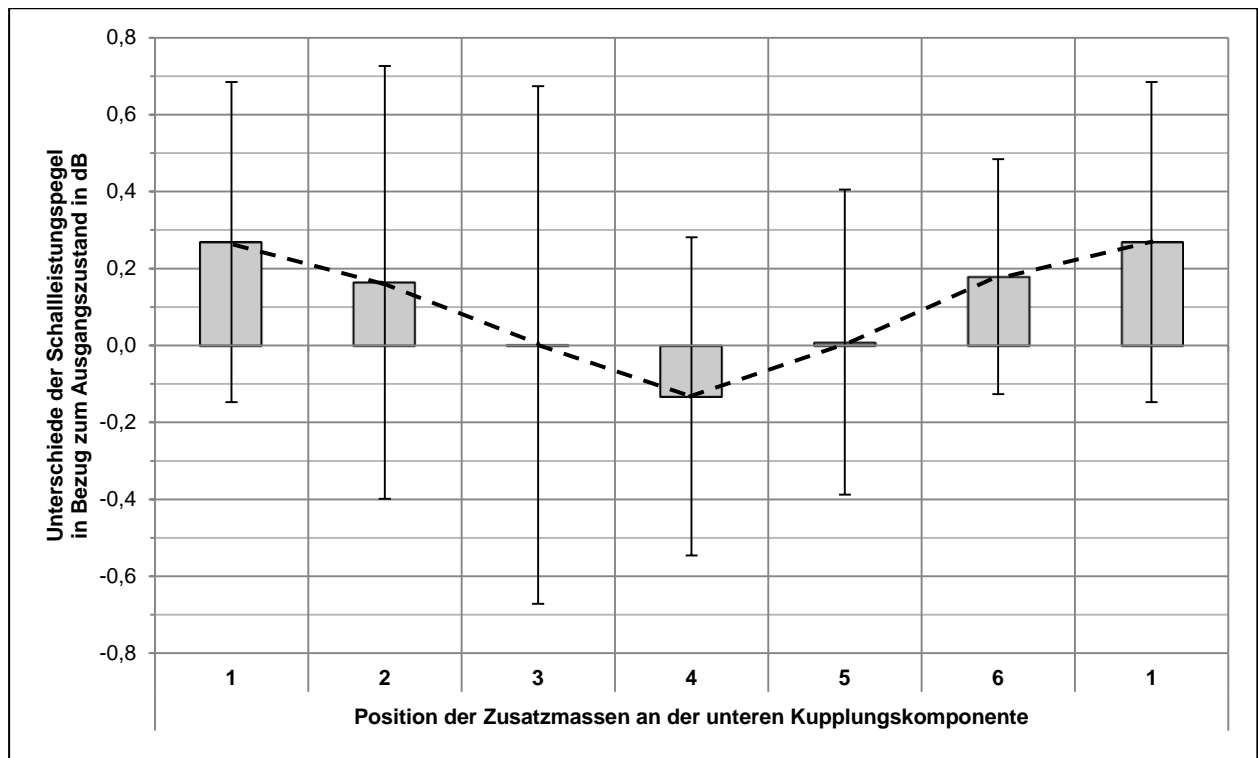
### 7.1.2 Geräuschreduktion

Die nachfolgend dargestellten Ergebnisse sind in Folge der beschriebenen Maßnahmen zur Geräuschreduktion (vgl. Kapitel 5.3.1.4) realisiert worden. Detaillierte Angaben bzgl. der signifikanten Unterschiede sind im Anhang B aufgeführt.

#### Verringerung der Unwucht

Im Standardbetriebspunkt wird der Einfluss einer Unwucht in Abhängigkeit von der Positionierung untersucht. Als Referenzmessung wird die akustisch ungünstigste Kupplungskombination des Geräts Nr. 1 gewählt. Nachfolgend werden die Pegeldifferenzen für eine in verschiedenen Positionen angebrachte Zusatzmasse von 0,25 g dargestellt (siehe Abbildung 7-12).

Bei der Auswertung ist die statische Exzentrizität zu berücksichtigen (vgl. Kapitel 7.1.1). Die Schallleistungspegel erhöhten sich in Folge der Unwucht bei der günstigsten Kupplungskombination 1. Eine tendenzielle Reduktion des Schallleistungspegels war dagegen durch eine Zusatzmasse bei der ungünstigsten Kupplungsposition 4 feststellbar.



**Abbildung 7-12: Schallleistungspegel und deren Standardabweichungen in Folge einer zusätzlichen Masse von 0,25 g an definierten Positionen der unteren Kupplungskomponente im Standardbetriebspunkt und bei ungünstigster Kupplungskombination bei Gerät Nr. 1 (n = 15)**

Ähnliche Ergebnisse wurden ebenfalls bei Untersuchungen mittels weiteren Ausgleichsmassen erzielt. Allerdings waren die Differenzen der Schallleistungspegel sehr gering und wiesen teilweise große Standardabweichungen auf.



### Erhöhung des Massenträgheitsmomentes

Durch eine Erhöhung des Massenträgheitsmomentes wurde unter den vorhandenen Rahmenbedingungen keine Optimierung der Geräuschemission realisiert. Als Zusatzmassen kamen sechs 2 g Gewichte und sechs 1 g Gewichte zur Anwendung. Der Schallleistungspegel erhöhte sich in Bezug zum Ausgangszustand mit günstigster oder ungünstigster Kupplungskombination um bis zu +0,9 dB. Signifikante Unterschiede konnten festgestellt werden.

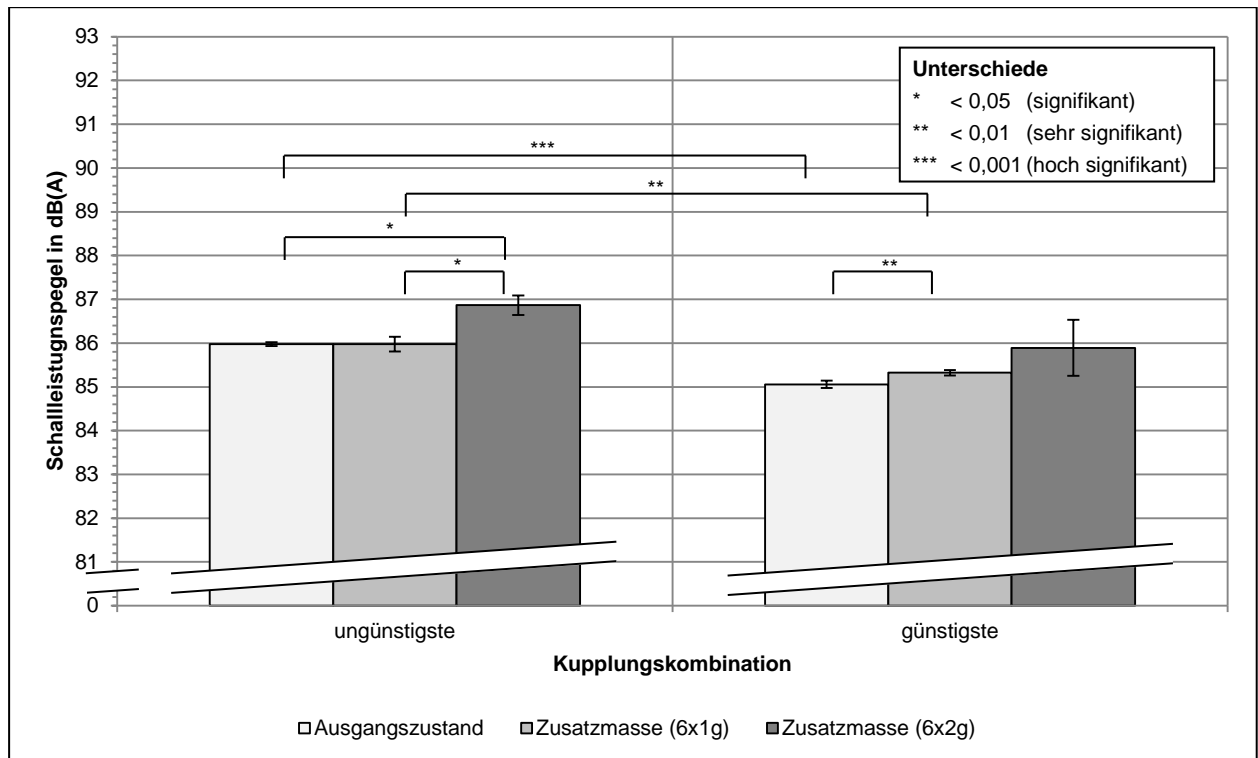
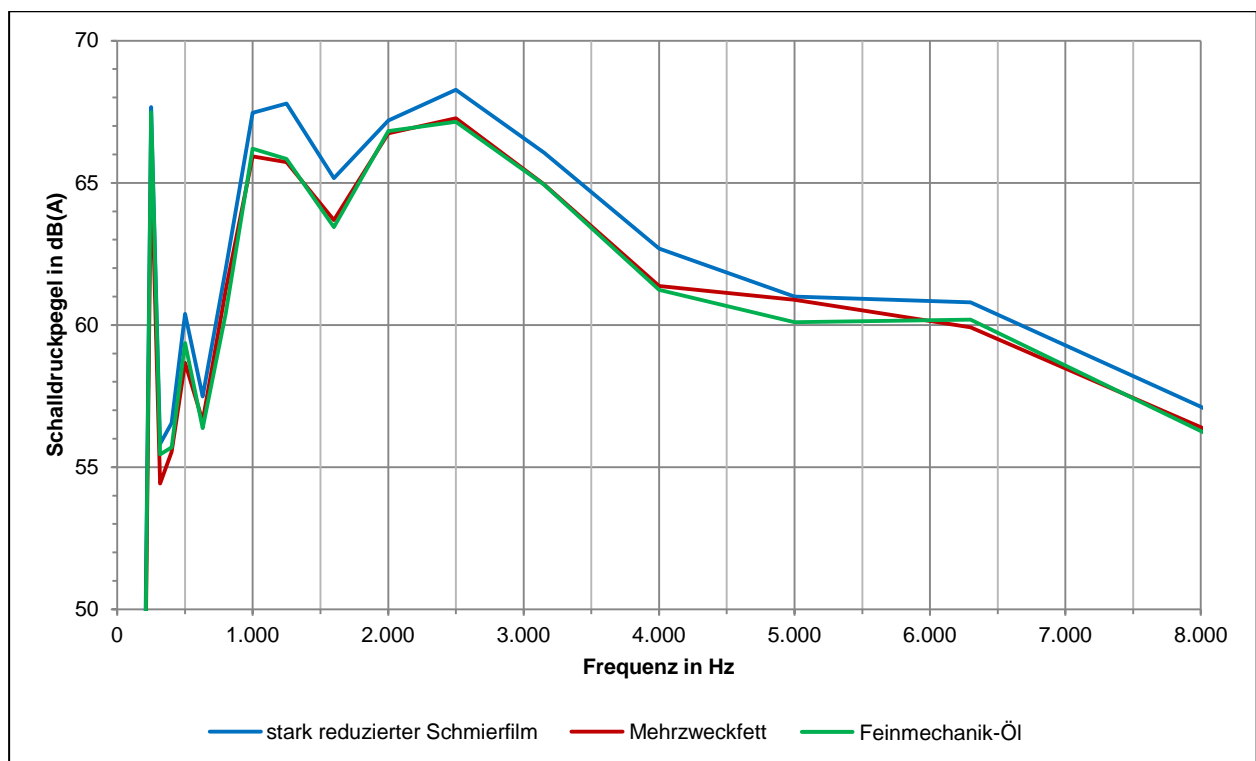


Abbildung 7-13: Schallleistungspegel und deren Standardabweichungen in Folge einer Erhöhung des Massenträgheitsmomentes im Standardbetriebspunkt bei Gerät Nr. 1 (n = 15)

### Optimierung der Schmierung

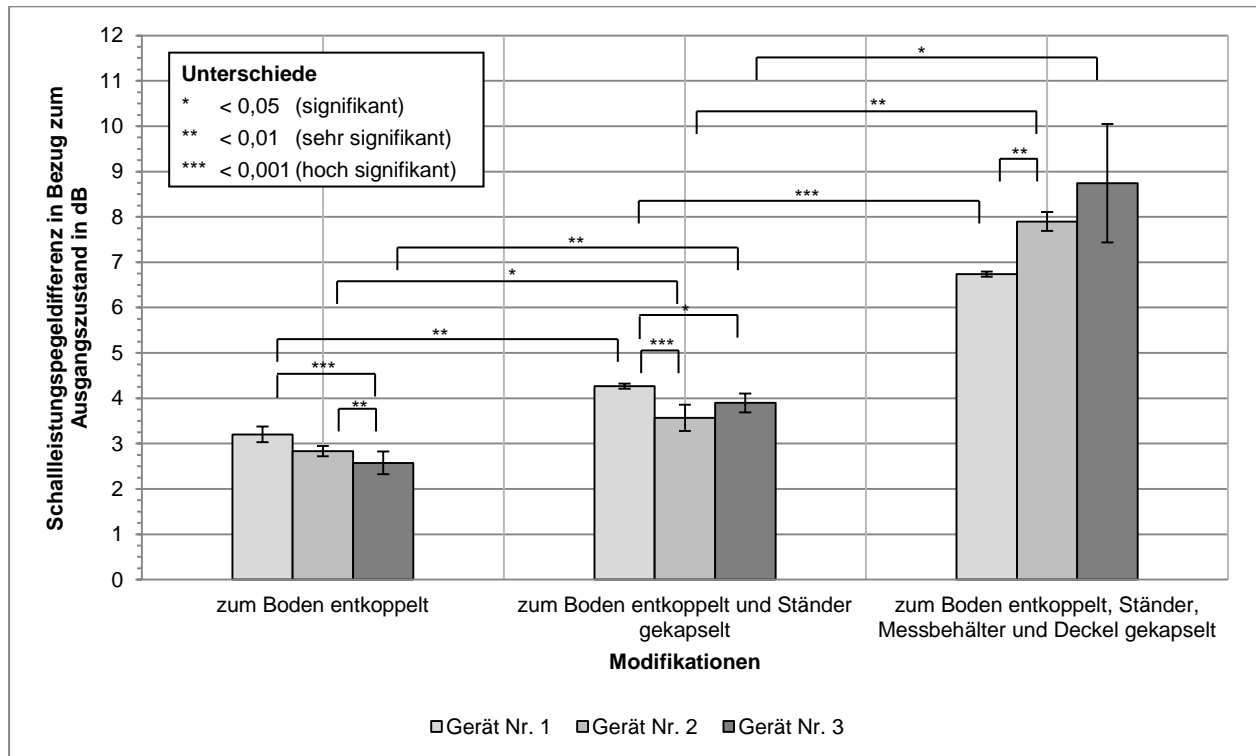
Der Einfluss der Schmierung und speziell die Wahl des Schmierstoffes wurde in Bezug auf den Schallleistungspegel untersucht. Bei einer Variation der Schmierung an dem Gleitlager der Messerwelle konnten signifikante Unterschiede des Schallleistungspegels von bis zu 1,0 dB festgestellt werden. Weiterhin konnte ermittelt werden, dass mit zunehmender Betriebsdauer die Schalldruckpegel der jeweiligen Geräte anstiegen. Durch eine erneute Schmierung in der genannten Lagerstelle konnte hingegen eine Verringerung der Schalldruckpegel erfasst werden. Damit konnte der Einfluss bzw. der Frequenzbereich der Geräuschemission des messerseitigen Lagers bestimmt werden (siehe Abbildung 7-14). Dieser Frequenzbereich wurde insbesondere durch ein breitbandigen Rauschens ab 1 kHz deutlich. Die Vielfachen wurden hingegen nicht wesentlich beeinflusst. Die Unterschiede zwischen einer Schmierung mit Feinmechanik-Öl und Mehrzweckfett zeigten keine signifikanten Unterschiede auf. Entscheidend ist offensichtlich, ob überhaupt ein Schmierfilm vorhanden ist.



**Abbildung 7-14: Terzspektrum in Abhängigkeit der Schmierung des messerseitigen Lagers im Standardbetriebspunkt und bei günstigster Kupplungskombination bei Gerät Nr. 1 (n = 15)**

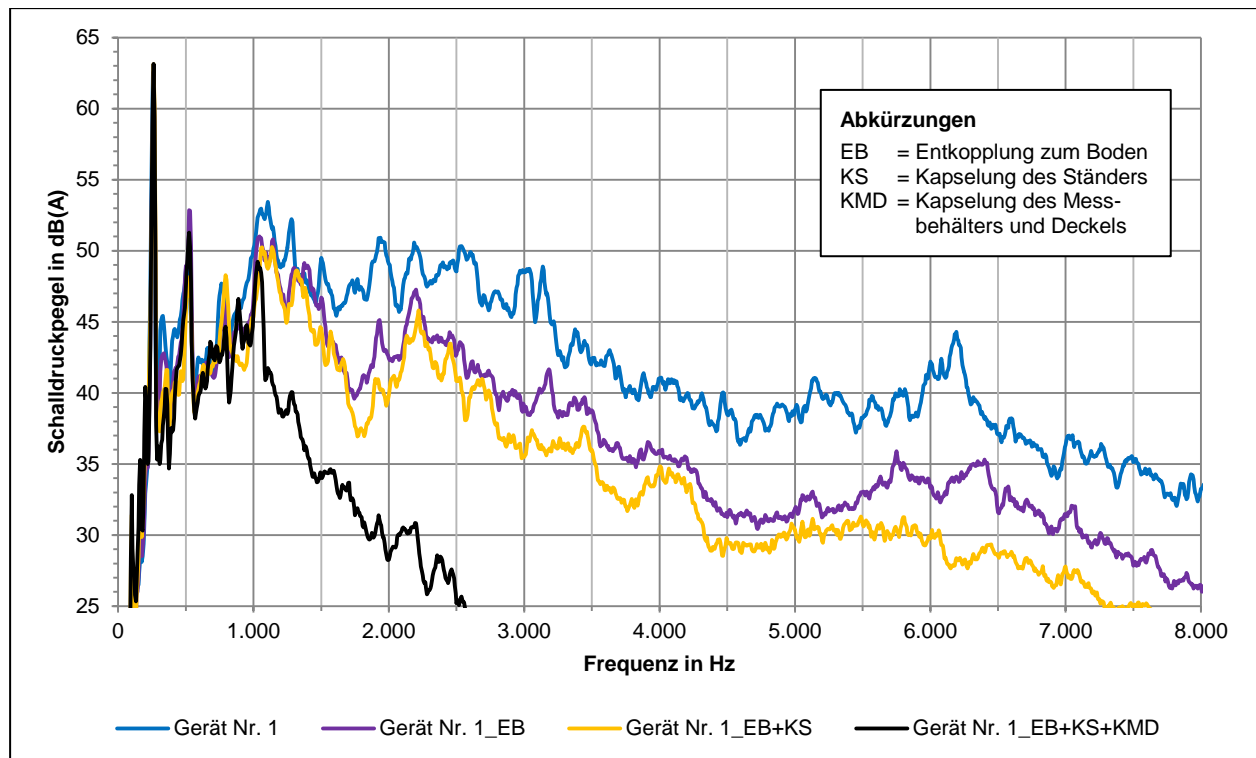
### Entkopplung und Kapselung der Geräte

Durch eine Entkopplung und (Voll-) Kapselung ergab sich eine Reduktion des Schallleistungspegels von bis zu 8 dB (siehe Abbildung 7-15). Allein eine Entkopplung erzielte eine subjektiv wahrnehmbare Reduktion des Schallleistungspegels von etwa 3 dB. Signifikante Unterschiede konnten festgestellt werden (siehe Anhang B).



**Abbildung 7-15: Schallleistungspegeldifferenzen und deren Standardabweichungen in Abhängigkeit der Entkopplung und Kapselung im Standardbetriebspunkt und bei günstigster Kupplungskombination (n = 15)**

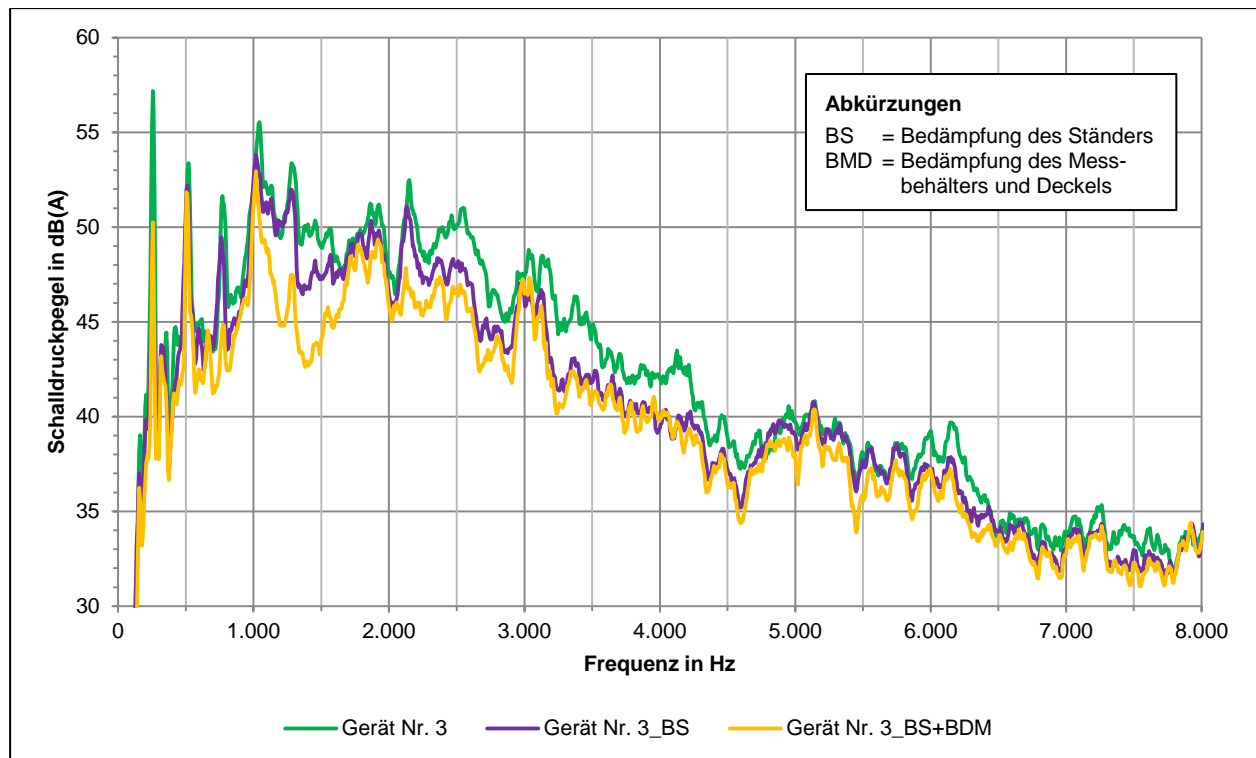
Die Ergebnisse der Reduktionsmaßnahmen (Entkopplung, Kapselung des Ständers sowie Kapselung des Messbehälters und Deckels) wurden zusätzlich als Schmalbandspektren dargestellt (siehe Abbildung 7-16). Die Reduktionsmaßnahmen wurden oberhalb einer Frequenz von 1 kHz wirksam. Diese frequenzabhängige Wirksamkeit korreliert mit den Materialeigenschaften der verwendeten Luftschallabsorber.



**Abbildung 7-16: Schmalbandspektren in Abhängigkeit der Entkopplung und Kapselung im Standardbetriebspunkt und bei günstigster Kupplungskombination bei Gerät Nr. 1 (n = 15)**

### Bedämpfung der Geräte (Erhöhung der Masse und Dämpfung)

Durch den Einsatz von Bitumenmatten zur Massen- und Dämpfungserhöhung reduzierte sich der Schalleistungspegel des gesamten Gerätes um bis zu 3,1 dB. Eine Bedämpfung des Ständers führte im Frequenzbereich von 2,2 kHz bis 4,4 kHz zu einer Pegelreduktion. Eine Bedämpfung des Messbehälters und des Deckels führte zusätzlich im Frequenzbereich von 1,0 kHz bis 1,8 kHz zu einer Pegelreduktion.



**Abbildung 7-17: Schmalbandspektren in Abhängigkeit der Bitumenmatten im Standardbetriebspunkt und bei günstigster Kupplungskombination bei Gerät Nr. 3 (n = 15)**

### Absorption von Luftschall

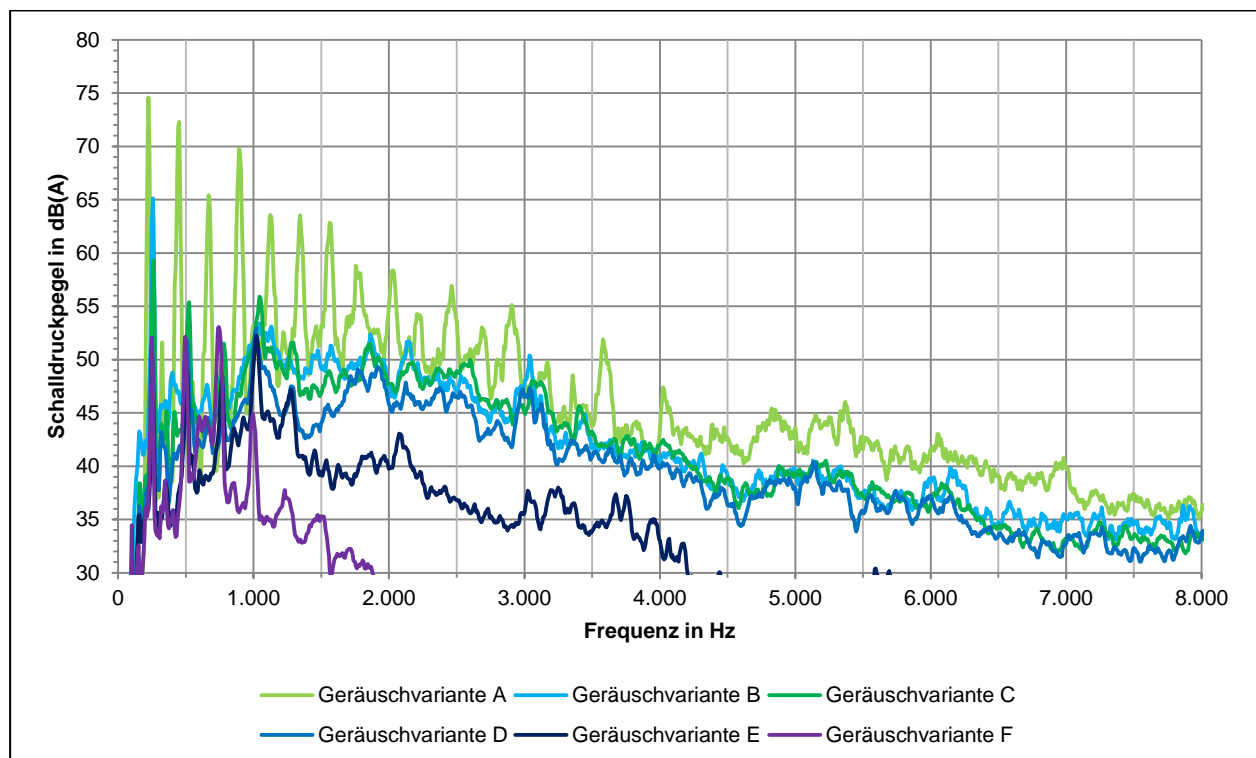
Durch die Einbringung von Luftschallabsorbern in den Ständer konnten keine signifikanten Pegelreduktionen erzielt werden. Dies lag an dem zu geringen zur Verfügung stehenden Bau-raum.

### 7.1.3 Geräte- bzw. Geräuschvarianten

Anhand der verschiedenen Geräuschmodifikationsmaßnahmen wurden für die weiteren Untersuchungen sechs wirksame und leicht realisierbare Gerätevarianten des Gerätes Nr. 3 ausgewählt. Diese Gerätevarianten sind entsprechend deren Modifikationen nachfolgend aufgeführt (siehe Tabelle 7-3). Eine Darstellung erfolgt ebenfalls anhand der Schmalbandspektren (siehe Abbildung 7-18). Die sich daraus ergebenden Pegeldifferenzen in Bezug zum Geräusch des unmodifizierten Gerätes bzw. Ausgangszustandes mit der günstigsten Kupplungskombination sind aufgelistet. Insgesamt konnten Pegeldifferenzen von 18 dB realisiert werden. Für das Gerät mit der ungünstigsten Kupplungskombination wurden durch Modifikationsmaßnahmen Pegeldifferenzen von 12 dB erzielt.

**Tabelle 7-3: Eigenschaften der Geräte- bzw. Geräuschvarianten sowie die dazugehörigen Pegelunterschiede zum Ausgangsgeräusch mit günstigster Kupplungskombination bei Gerät Nr. 3**

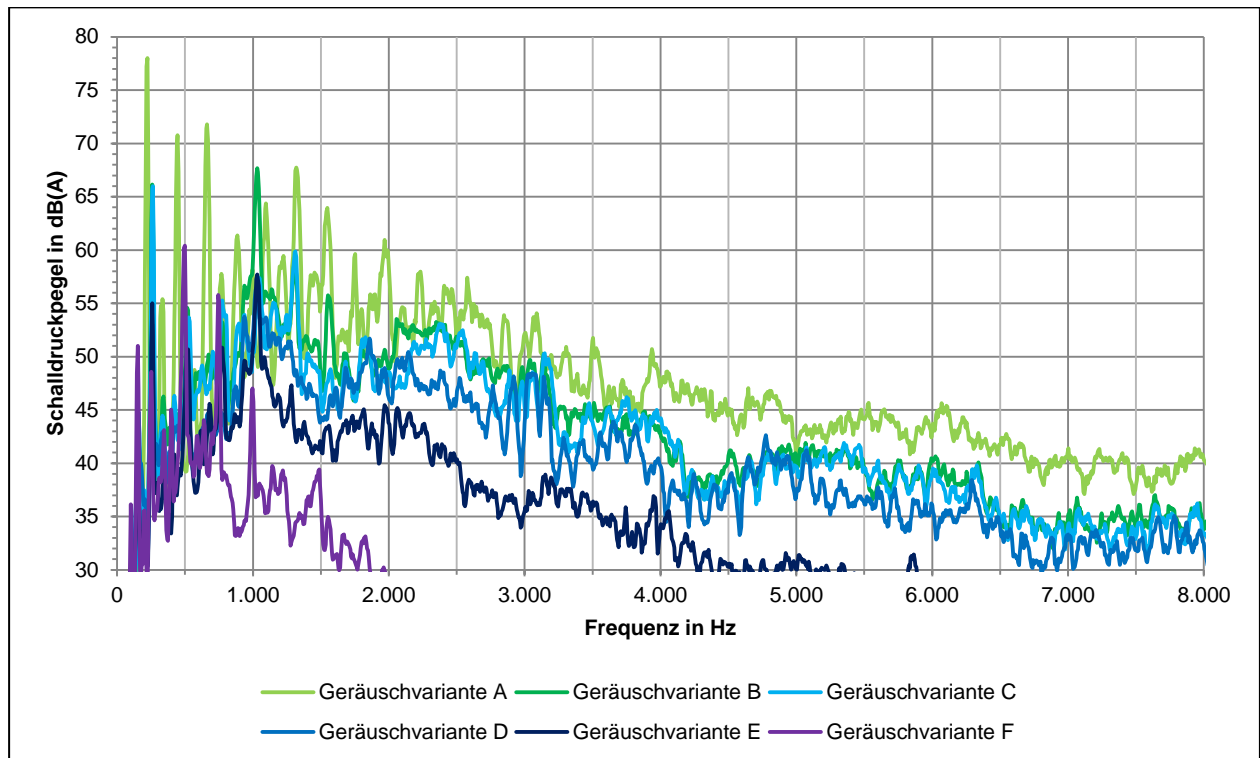
Geräuschvariante	Eigenschaften der Geräuschbeispiele							
	Zusatzmasse	Ausgangszustand	Bedämpfung	Entkopplung	Vollkapselung	günstigste Kupplungskombination	ungünstigste Kupplungskombination	Pegeldifferenz zu Geräuschvariante C in dB
A	X						X	+8
B		X					X	+2
C		X				X		---
D			X			X		-3
E			X	X		X		-7
F			X	X	X	X		-10



**Abbildung 7-18: Gegenüberstellung der Schmalbandspektren der Geräuschvarianten im Standardbetriebspunkt bei Gerät Nr. 3 (n = 15)**

## 7.2 Psychoakustik

Für die Auswertung der psychoakustischen Parameter wurden (vgl. Kapitel 5.3.1.6) Geräuschimmissionsmessungen durchgeführt, um WAVE-Dateien zu generieren. Die sich aus den Geräuschimmissionsmessungen ergebenden Schalldruckpegelspektren wurden mittels ArtemiS bestimmt (siehe Abbildung 7-19). Eine große Übereinstimmung zu den zuvor dargestellten Schalldruckpegeln anhand von Geräuschemissionsmessungen (vgl. Abbildung 7-18) ist ersichtlich. Der Einfluss einzelner Vielfachen ist allerdings unterschiedlich gewichtet. Diese Unterschiede waren hauptsächlich durch den Verschleiß in Folge der Nutzungsdauer der Geräte bedingt, welche die spektralen Geräuschanteile über den Untersuchungszeitraum beeinflussten. Demnach sind spektrale Veränderungen zu Beginn und am Ende der Untersuchungen feststellbar. Einen weiteren Einfluss hatten die Datenkonvertierungsfehler, die Messposition und die Anzahl der Messungen.



**Abbildung 7-19: Gegenüberstellung der Schmalbandspektren der Geräuschvarianten im Standardbetriebspunkt anhand von Geräuschimmissionsmessungen bei Gerät Nr. 3**

Anhand der WAVE-Dateien wurden ebenso die psychoakustischen Parameter (vgl. Kapitel 5.3.1.6) mittels ArtemiS bestimmt. Diese sind nachfolgend gegenübergestellt (siehe Tabelle 7-4). Als Referenzgröße dient die Geräuschvariante C.

Bei Betrachtung der Lautheit wurden die tendenziellen Ergebnisse der Schalldruckpegelmessungen wiedergegeben. Damit sank die Lautheit von der lautesten Geräuschvariante A bis zur leisesten Geräuschvariante F kontinuierlich ab. Die Ergebnisse der Lautheit stimmten mit den Ergebnissen der Lautstärke qualitativ überein.

Durch die Geräuschmodifikationen in Folge einer Bedämpfung, Entkoppelung und Kapselung wurden primär die hochfrequenten Schallanteile reduziert. Aus diesem Grund nahm bei

## Ergebnisse

Geräuschvariante E bis Geräuschvariante F die Schärfe im Vergleich zum Ausgangszustand ab. Geräuschvariante F wies damit die geringste Schärfe auf. Bei Geräuschvariante A sank ebenfalls die Schärfe im Vergleich zum Ausgangszustand. Diese Abnahme der Schärfe konnte damit begründet werden, dass Geräuschvariante A verstärkt tieffrequente Schallanteile aufwies. Zwischen Geräuschvariante B und Geräuschvariante C waren keine Unterschiede feststellbar.

Die größten Tonhaltigkeiten konnten bei Geräuschvariante A festgestellt werden. Die Ursache war in den durch die Unwucht hervorgerufenen schmalbandigen Frequenzanteilen begründet. Hingegen wurde bei Geräuschvariante D eine geringere Tonhaltigkeit als im Ausgangszustand und bei Geräuschvariante E festgestellt. Die schmalbandigen Komponenten waren weniger deutlich ausgeprägt. In Geräuschvariante F stieg die Tonhaltigkeit im Vergleich zum Ausgangszustand wieder an. Dieser Effekt konnte auf ein stark reduziertes Grundrauschen zurückgeführt werden. Die geringsten Tonhaltigkeiten wurden damit bei Geräuschvariante D ermittelt.

Durch die eingebundene Zusatzmasse wurde die Rauheit des Geräusches verringert. Hingegen war ein Anstieg der Rauheit bei Geräuschvariante B im Vergleich zu Geräuschvariante C festzustellen. Eine Bedämpfung erzielte keinerlei Einfluss auf die Rauheit. Erst eine Entkopplung und auch eine Kapselung reduzierten die Rauheit.

Die Schwankungsstärke kam insbesondere bei der Zusatzmasse stärker zum Vorschein. Durch eine Bedämpfung, Entkopplung und Kapselung sank hingegen die Schwankungsstärke in Bezug auf den Ausgangszustand leicht ab. Im Ausgangszustand war zwischen Geräuschvariante B und Geräuschvariante C kein Unterschied feststellbar.

**Tabelle 7-4: Schalldruckpegel und psychoakustische Parameter der Geräuschvarianten bei Gerät Nr. 3**

Geräuschvariante	Schalldruckpegel			Psychoakustische Parameter				
	Geräusch-immission in dB(A)	Geräusch-emission in dB(A)	Differenz in dB	Lautheit	Schärfe	Tonhaltigkeit	Rauheit	max. Schwankungsstärke
<b>A</b>	86,3	82,7	3,6	↑↑	↓	↑↑	↓	↑
<b>B</b>	80,6	76,2	4,4	↑	---	---	↑	---
<b>C</b>	78,5	74,7	3,8	---	---	---	---	---
<b>D</b>	75,5	71,7	3,8	↓	---	↓	---	↓
<b>E</b>	71,8	69,7	1,9	↓↓	↓	---	↓	↓
<b>F</b>	68,4	66,7	1,7	↓↓↓	↓↓	↑	↓↓	↓

Die quantitativen Messwerte der psychoakustischen Parameter sind im Anhang C aufgeführt.



### 7.3 Geräuschmatrix

Anhand der unterschiedlichen Geräuschvarianten und deren psychoakustischen Parametern wurden drei Geräuschvarianten für die folgenden Untersuchungen ausgewählt. Als Bezug der Untersuchungen diene der reale Ausgangszustand mit ungünstigster Kupplungskombination (Geräuschvariante B). Als weitere Geräuschvarianten wurden der bedämpfte Standmixer (Geräuschvariante D) und der bedämpfte Standmixer mit Entkopplung vom Untergrund (Geräuschvariante E) ausgewählt. Auf weitere Geräuschvarianten wie beispielsweise mit Zusatzmasse, Ausgangszustand mit günstigster Kupplungskombination oder auf eine Teil- sowie Vollkapselung wurde verzichtet. Diese Auswahl war dadurch begründet, dass einerseits das Geräusch reduziert werden sollte (keine Einbindung der Zusatzmasse), die Unterschiede zwischen dem Ausgangszustand mit günstigster und ungünstigster Kupplungskombination zu gering waren (dadurch Auswahl der ungünstigsten Kupplungskombination) und eine Teil- sowie Vollkapselung in Bezug zur Bedämpfung und Entkopplung am aufwändigsten zu realisieren wäre. Die Geräuschvarianten und die sich daraus ergebende Geräuschmatrix ist nachfolgend aufgelistet (siehe Tabelle 7-5).

**Tabelle 7-5: Geräuschmatrix und deren Beschreibung**

	Bezeichnung	Dauer	Zeitfenster	Beschreibung
1. Messreihe	Ruhephase 1	1 Minute	0. – 1. Minute	Hintergrundgeräusch / Umgebungsgeräusch
	Geräuschvariante B	2 Minuten	1. – 3. Minute	Ausgangszustand mit ungünstigster Kupplungskombination
	Geräuschvariante D	2 Minuten	3. – 5. Minute	Bedämpfung mit günstigster Kupplungskombination
	Geräuschvariante E	2 Minuten	5. – 7. Minute	Bedämpfung und Entkopplung mit günstigster Kupplungskombination
2. Messreihe	Ruhephase 2	1 Minute	7. – 8. Minute	Hintergrundgeräusch / Umgebungsgeräusch
	Geräuschvariante B	2 Minuten	8. – 10. Minute	Ausgangszustand mit ungünstigster Kupplungskombination
	Geräuschvariante D	2 Minuten	10. – 12. Minute	Bedämpfung mit günstigster Kupplungskombination
	Geräuschvariante E	2 Minuten	12. – 14. Minute	Bedämpfung und Entkopplung mit günstigster Kupplungskombination
	Ruhephase 3	1 Minute	14. – 15. Minute	Hintergrundgeräusch / Umgebungsgeräusch

Zur Überprüfung der Geräuschimmissionen wurden während der Versuchsvorbereitung die Schalldruckpegel der jeweiligen Geräuschvarianten in dem speziell präparierten Versuchsraum (vgl. Kapitel 5.3.4.2) mit dem Messgerät direkt am Benutzerohr der Versuchspersonen und in Ausrichtung zu den Schallquellen bestimmt. Die Schalldruckpegel unterschieden sich minimal von den zuvor aufgeführten Schalldruckpegeln (vgl. Tabelle 7-4). Geringe Schalldruckpegeldifferenzen von maximal 0,5 dB wurden durch die verwendeten Lautsprecher (z.B. Einstellungen des Verstärkers) und durch die Messumgebung bzw. den daraus resultierenden Raumeinflüssen hervorgerufen. Damit ergab sich für Geräuschvariante B ein Schalldruckpegel

von 80,8 dB(A), für Geräuschvariante D von 76,0 dB(A), für Geräuschvariante E von 72,2 dB(A) und für das Ruhegeräusch bzw. Hintergrundgeräusch von 31,2 dB(A). Die spektrale Zusammensetzung der Geräuschvarianten entsprach den zuvor dargestellten Schmalbandspektren (vgl. Abbildung 7-19).

## 7.4 Spontan-EEG-Untersuchung

Die Auswertung der Spontan-EEG-Daten vergleicht zu Beginn die Ergebnisse während der Ruhephasen und anschließend während der Beschallung mit den einzelnen Geräuschvarianten. Diese Vorgehensweise überprüft den für die Untersuchungen der Geräuschvarianten vorausgesetzten entspannten Wachzustand. Bei den Ruhephasen werden die Mittelwerte aller Versuchspersonen analysiert. Hingegen werden bei den Geräuschvarianten neben den Mittelwerten auch zwei Datensätze von Versuchspersonen betrachtet.

Detaillierte Angaben bzgl. der signifikanten Unterschiede während der Ruhephasen und der Beschallung mit den Geräuschvarianten sind im Anhang D aufgeführt.

### 7.4.1 Ruhephasen

#### Leistungsdichtespektren

##### Ruhephase 1

Die Leistungsdichtespektren aller Elektrodenpositionen inklusive ausgewählter Wellenbezeichnungen werden nachfolgend während der Ruhephase 1 dargestellt (siehe Abbildung 7-20). Die Spektren verdeutlichen, dass tendenziell die größte Leistungsdichte bei einer Frequenz von etwa 10,3 Hz an allen Elektrodenpositionen auftrat. Der dominante Frequenzbereich der Leistungsdichte kann dem Alpha-Rhythmus (vgl. Tabelle 2-2) zugeordnet werden. Im Detail handelt es sich um den Alpha2-Rhythmus. Die größte Leistungsdichte wurde an der Elektrodenposition „Central-Parietal“ (Pz) aufgezeichnet.

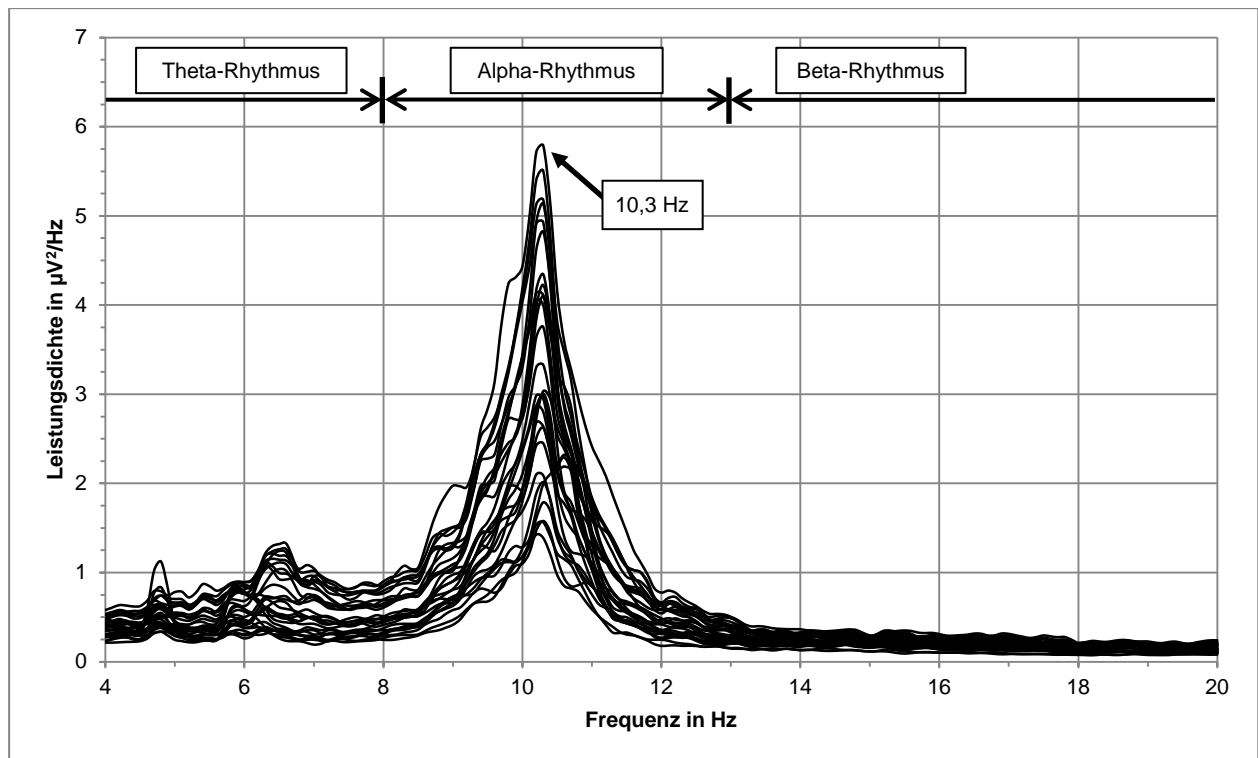


Abbildung 7-20: Leistungsdichtespektren der Spontan-EEG-Messungen bei Ruhephase 1 aller Elektroden (n = 19)

Für die Versuchsauswertung wurden lediglich 19 Datensätze verwendet, da sich ein weiterer Datensatz erst bei der Auswertung in Folge von Artefakten als nicht verwertbar herausgestellt hatte. Diese Einschränkung gilt auch für die weiteren Spontan-EEG-Messergebnisse.

### Ruhephase 2

Die Leistungsdichtespektren verdeutlichen während der Ruhephase 2 (siehe Abbildung 7-21) tendenzielle Veränderungen der dominanten Leistungsdichteverteilung im Vergleich zu Ruhephase 1. Die dominante Leistungsdichte war während der Ruhephase 2 überwiegend bei einer Frequenz von 10,3 Hz und 10,9 Hz ausgeprägt. Damit konnte eine bimodale Ausprägung festgestellt werden. Die bimodale Ausprägung war bei allen Elektrodenpositionen erfassbar. Die größte Leistungsdichte wurde ebenfalls an der Elektrodenposition Central-Parietal ermittelt.

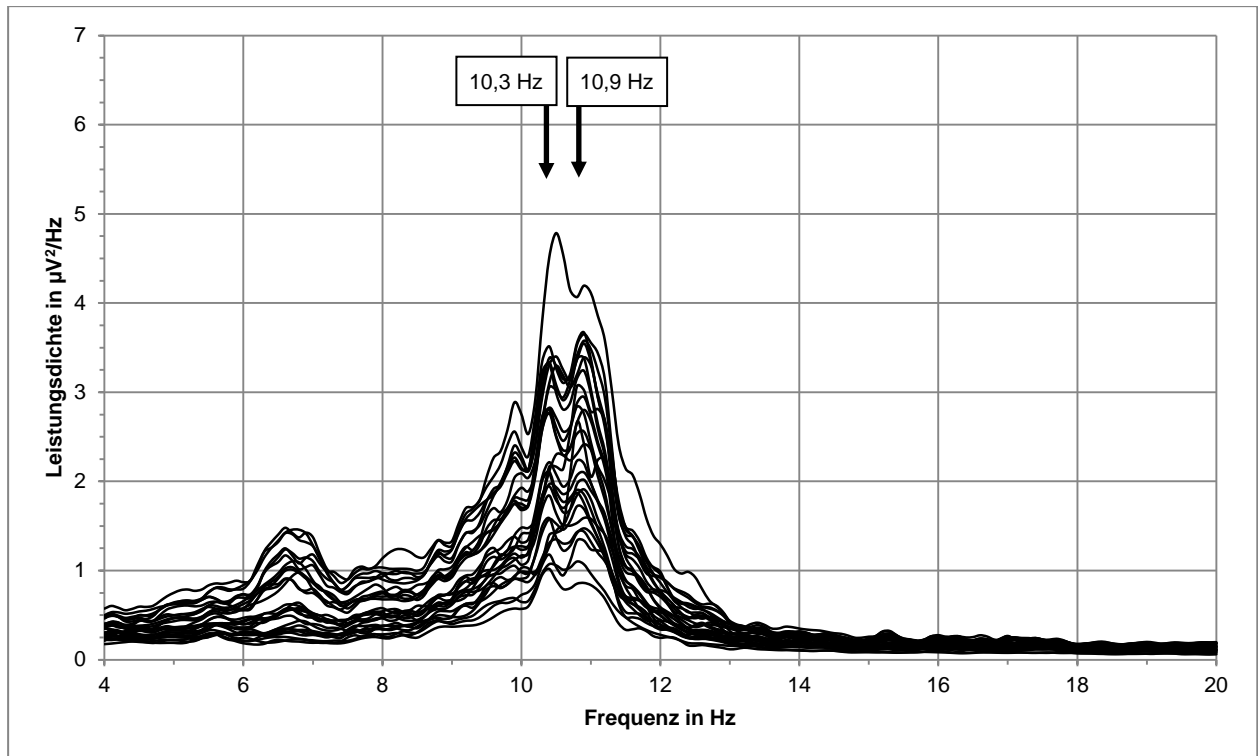


Abbildung 7-21: Leistungsdichtespektren der Spontan-EEG-Messung bei Ruhephase 2 aller Elektroden (n = 19)

### Ruhephase 3

Die Leistungsdichtespektren der Ruhephase 3 (siehe Abbildung 7-22) waren wiederum durch eine bimodale Verteilung gekennzeichnet. Die beiden dominanten Leistungsdichten lagen dabei ebenso bei einer Frequenz von 10,3 Hz und 10,9 Hz. Die größten Leistungsdichten wurden an der Elektrodenposition Central-Parietal ermittelt.

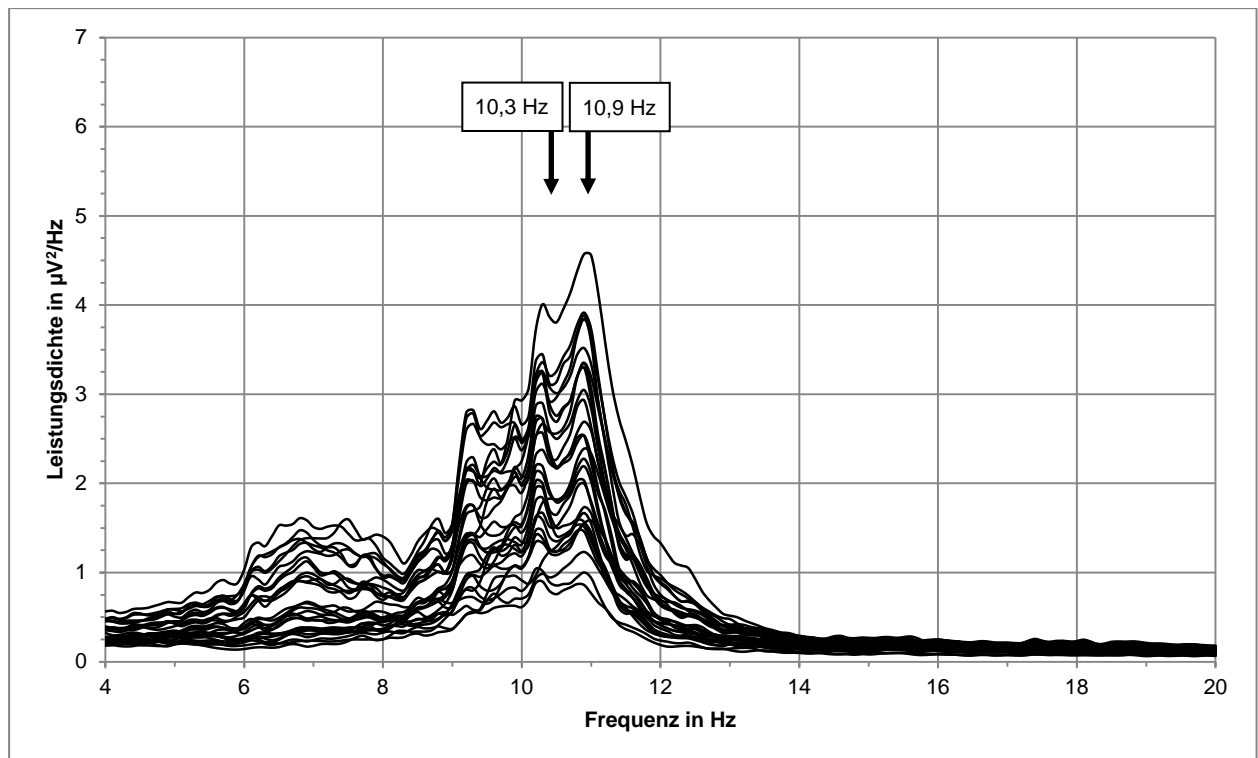
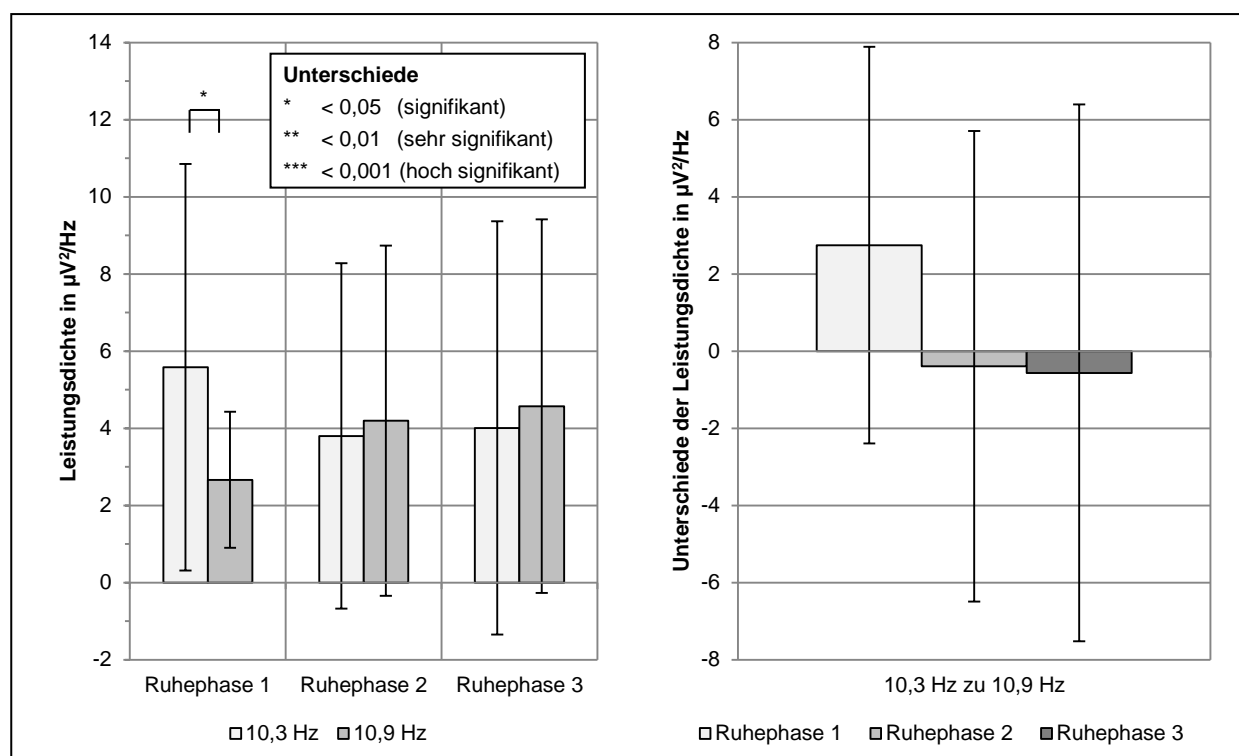


Abbildung 7-22: Leistungsdichtespektren der Spontan-EEG-Messung bei Ruhephase 3 aller Elektroden (n = 19)

### Vergleich der Ruhephasen

Nachfolgend werden die Leistungsdichten und die Differenzen der Leistungsdichte bei den beiden dominanten Frequenzen von 10,3 Hz und 10,9 Hz für die Elektrodenposition Central-Parietal gegenübergestellt (siehe Abbildung 7-23). Bei Ruhephase 1 konnten signifikante Unterschiede zwischen den beiden dominanten Leistungsdichten festgestellt werden. Die signifikanten Unterschiede wurden insbesondere durch einen Vergleich der Leistungsdichtedifferenzen bei beiden Frequenzen deutlich. Die Verteilung der Leistungsspektren (siehe Abbildung 7-20 bis Abbildung 7-22) deutete bereits auf die signifikanten Unterschiede hin. Damit konnten relevante Unterschiede zwischen der Ruhephase 1 und der Ruhephase 2 sowie zwischen der Ruhephase 1 und Ruhephase 3 erfasst werden.



**Abbildung 7-23: Dominante Leistungsdichten, deren Unterschiede und Standardabweichungen während der Ruhephasen an der Elektrodenposition Central-Parietal (n = 19)**

### Mappingviews

Nachfolgend werden die Mittelwerte der Leistungsdichteverteilungen (siehe Abbildung 7-24) am Cortex während der einzelnen Ruhephasen dargestellt. Um eine Vergleichbarkeit der Leistungsdichteverteilungen zu ermöglichen, werden konstante Parameter für die Darstellung der Mittelwerte (Spontan-EEG-Amplituden:  $2,0 \mu V^2/Hz$  bis  $4,0 \mu V^2/Hz$ ; Frequenzbereich: 9,5 Hz bis 11,5 Hz) verwendet.

Ein Vergleich der Ruhephasen verdeutlicht, dass insbesondere während Ruhephase 1 deutlich größere Areale am Cortex mit dominanten Leistungsdichten festzustellen sind als während Ruhephase 2 und Ruhephase 3. Bei Ruhephase 1 waren dominante Leistungsdichten am parietalen bis frontalen Cortex erkennbar. Ein entspannter Wachzustand mit dominanten Leistungsdichten am occipitalen und parietalen Cortex war anhand der Leistungsdichteverteilung nicht erkenntlich. Insgesamt lag der Frequenzbereich mit den dominanten Leistungsdichten im Frequenzbereich von 9,9 Hz bis 10,8 Hz. Dieser Frequenzbereich war in Folge der Parameterauswahl (Frequenzbereich) begründet.

Während Ruhephase 2 wurden am parietalen Cortex die höchsten Leistungsdichten festgestellt. Der Frequenzbereich mit den dominanten Leistungsdichten lag zwischen einer Frequenz von 10,4 Hz bis 11,3 Hz. Am temporalen Cortex wurden auf beiden Hemisphären die geringsten Leistungsdichten erfasst. Die Verteilung der Leistungsdichte während Ruhephase 2 deutet damit auf einen entspannten Wachzustand.

Ähnliche Ergebnisse wie bei Ruhephase 2 konnten auch während der Ruhephase 3 festgestellt werden. In diesem Fall konnten die Frequenzen der dominanten Leistungsdichte in einen

deutlich begrenzteren Frequenzbereich ermittelt werden. Der primäre Frequenzbereich lag im Bereich von 10,8 Hz bis 11,0 Hz. Die Hauptaktivität konnte am occipitalen Cortex festgestellt werden. Die geringsten Leistungsdichten sind am temporalen Cortex messtechnisch erfasst worden. Die Verteilung der Leistungsdichte deutete auf einen entspannten Wachzustand. Insgesamt wird anhand der Mappingviews das Ergebnis der Leistungsspektren verstärkt. Somit sind insbesondere Ruhephase 2 und Ruhephase 3 miteinander vergleichbar. Während Ruhephase 1 können deutliche Abweichungen der Leistungsdichteverteilung im Vergleich zu den darauf folgenden Ruhephasen aufgezeigt werden.

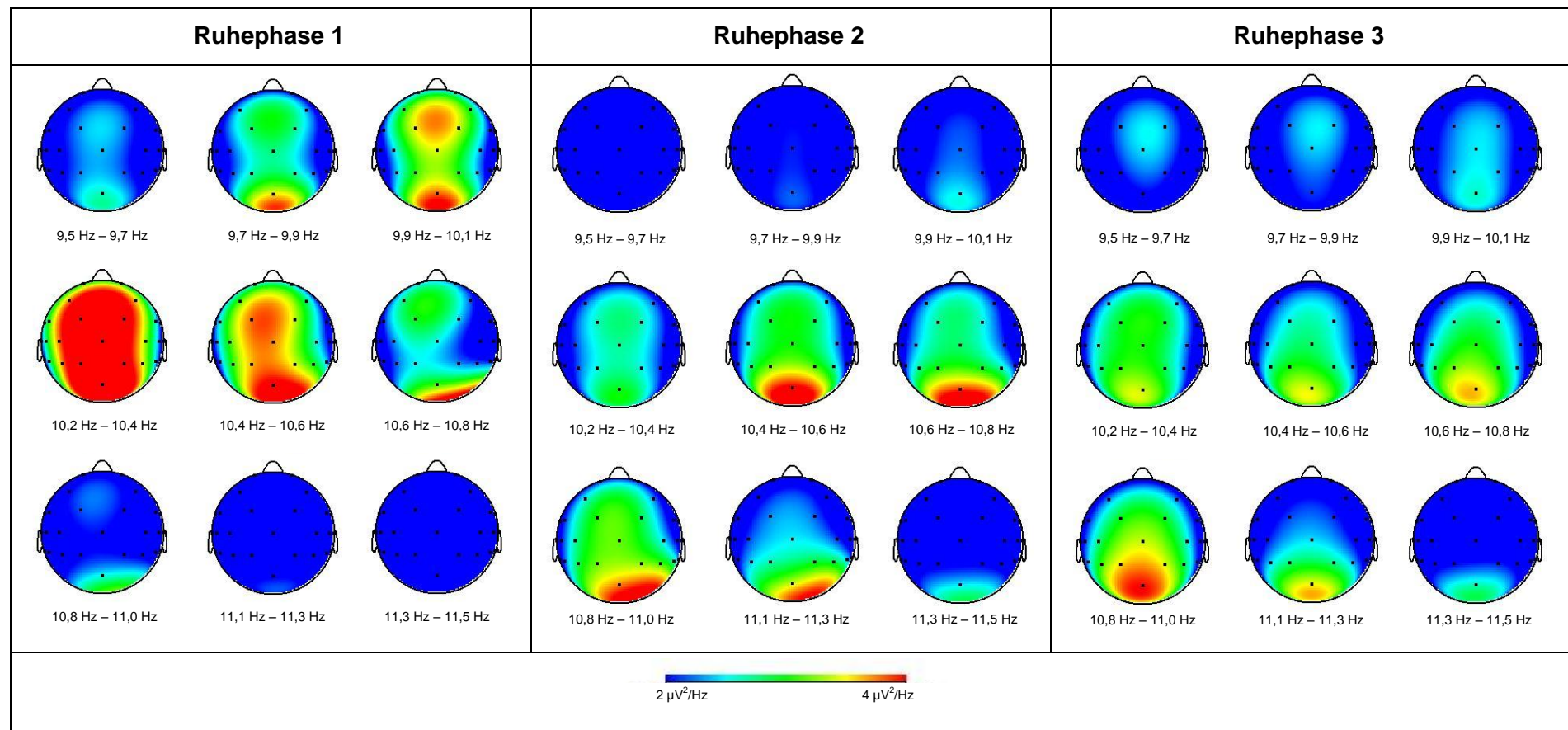


Abbildung 7-24: Leistungsdichteverteilungen anhand der Grand Averages während der Ruhephasen (n = 19)



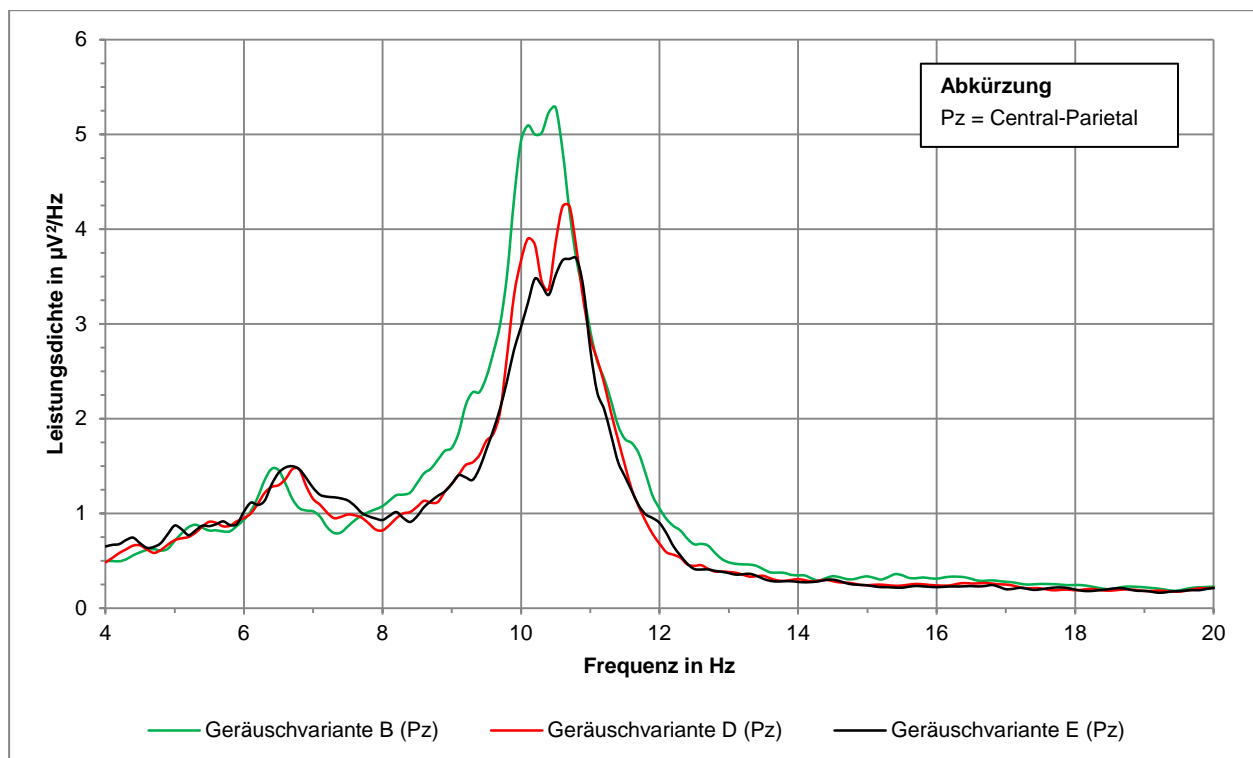
### 7.4.2 Geräuschvarianten

Die folgenden Ergebnisse fokussieren sich auf die Leistungsspektren ausgewählter Elektrodenpositionen. Zusätzlich werden die Verteilungen der Leistungsdichte als Mappingviews dargestellt und miteinander verglichen. Die Ergebnisse betrachten sowohl die Mittelwerte aller Versuchspersonen bzw. die Grand Averages als auch die Mittelwerte zweier exemplarisch ausgewählter Versuchspersonen mit deutlich unterschiedlichen Ergebnissen (vgl. Kapitel 5.3.4.2).

#### 7.4.2.1 Grand Averages

##### Leistungsdichtespektren

Die nachfolgenden Spektren (siehe Abbildung 7-25) ermöglichen einen Vergleich der Verteilung der Leistungsdichte während der Beschallung mit den unterschiedlichen Geräuschvarianten sowohl in der 1. Messreihe als auch in der 2. Messreihe. Die Auswertung der Ergebnisse konzentriert sich auf die Elektrodenposition mit der größten messtechnisch erfassten Leistungsdichte. Dabei handelte es sich um die Elektrodenposition Central-Parietal. Anhand der Ergebnisse war zu beobachten, dass insbesondere während der 1. Messreihe offensichtliche Unterschiede der Leistungsdichte während der Beschallung mit den Geräuschvarianten auftraten. Ebenfalls war eine bimodale Verteilung der Leistungsdichte unter Anwendung der drei Geräuschvarianten erkennbar.

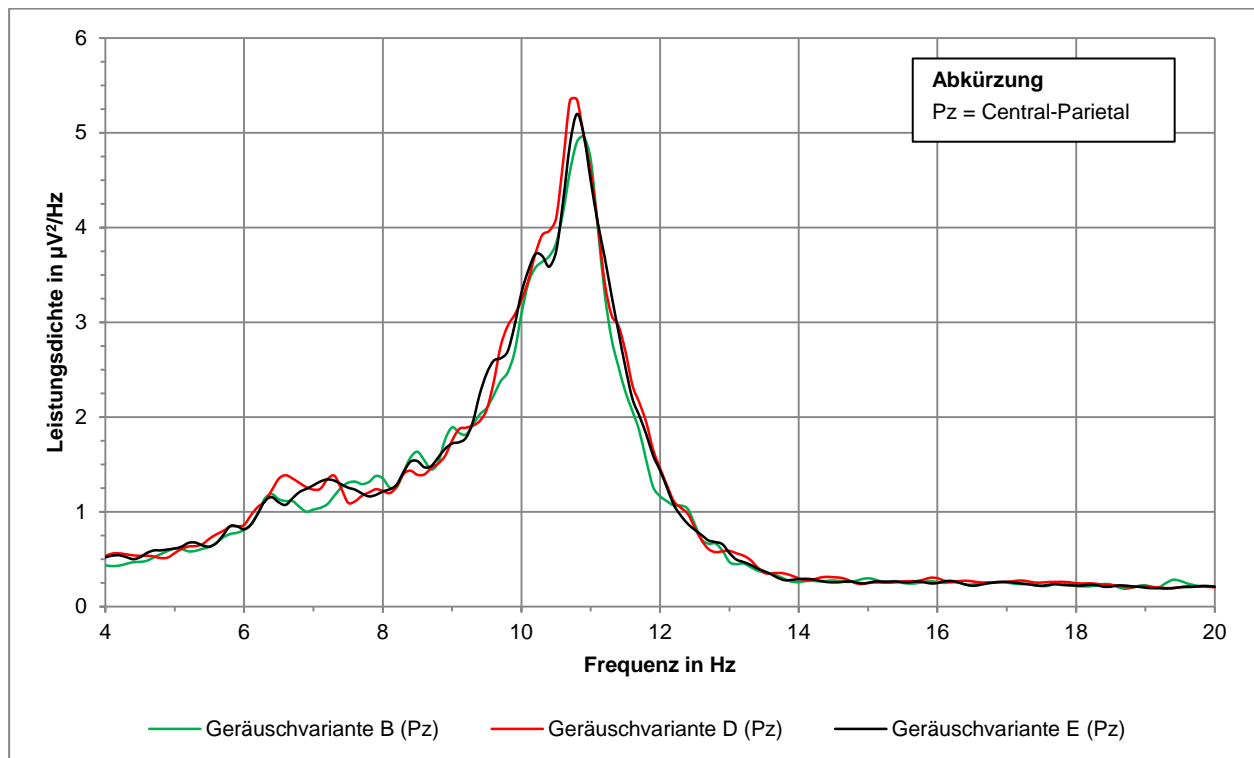


**Abbildung 7-25: Leistungsdichtespektren der Grand Averages bei der 1. Messreihe für die Elektrodenposition Central-Parietal (n = 19)**

Während der 2. Messreihe (siehe Abbildung 7-26) konnten keine deutlichen Unterschiede anhand der Leistungsspektren festgestellt werden. Vielmehr war während der 2. Messreihe eine vergleichbare Verteilung der Leistungsdichte an der Elektrodenposition Central-Parietal erfass-

## Ergebnisse

bar. Damit ist eine Gegenüberstellung der dominanten Leistungsdichten der Elektrodenposition Central-Parietal während der Beschallung mit den drei Geräuschvarianten nicht dienlich. Zur Ermittlung von relevanten Unterschieden werden deshalb Mappingviews eingebunden.



**Abbildung 7-26: Leistungsdichtespektren der Grand Averages bei der 2. Messreihe für die Elektrodenposition Central-Parietal (n = 19)**

## Mappingviews

Die folgende Darstellung (siehe Abbildung 7-27) verdeutlicht die Verteilung der Leistungsdichte am Cortex während der 1. Messreihe und 2. Messreihe. Die verwendeten Einstellungsparameter sind dabei mit den zuvor dargestellten Mappingviews (vgl. Kapitel 7.4.1) identisch, um einen Vergleich mit den Ruhephasen zu ermöglichen.

Die Ergebnisse unter Anwendung der Geräuschvariante B in der 1. Messreihe verdeutlichten dominante Leistungsdichten am occipitalen und parietalen Cortex. Die geringsten Leistungsdichten konnten am temporalen Cortex festgestellt werden. Der dominante Frequenzbereich, abhängig von dem eingestellten Frequenzbereich, lag zwischen 9,9 Hz bis 10,8 Hz.

Im Vergleich zu Geräuschvariante B erhöhte sich während der Beschallung mit Geräuschvariante D der Frequenzbereich der dominanten Leistungsdichte um circa 0,2 Hz. Die dominanten Leistungsdichten wurden hingegen an vergleichbaren Arealen des Cortex festgestellt.

Bei einer Beschallung mit Geräuschvariante E während der 1. Messreihe wurden die größten Leistungsdichten lediglich am occipitalen und parietalen Cortex ermittelt. Dieses Ergebnis war deutlich unterschiedlich im Vergleich zu den Ergebnissen während der Beschallung mit Geräuschvariante B und Geräuschvariante D. Der Frequenzbereich der dominanten Leistungsdichte war hingegen mit den Ergebnissen bei Geräuschvariante D vergleichbar.

## Ergebnisse

---

In der 2. Messreihe wurden hinsichtlich der Verteilung der dominanten Leistungsdichten am Cortex vergleichbare Ergebnisse wie während der 1. Messreihe erzielt. Damit konnte lediglich bei der Anwendung von Geräuschvariante E eine deutliche dominante Leistungsdichte am occipitalen und parietalen Cortex ermittelt werden. Bei Anwendung der Geräuschvariante B und Geräuschvariante D waren ebenso vom occipitalen Cortex bis zum frontalen Cortex dominante Leistungsdichten feststellbar. Der Frequenzbereich der dominanten Leistungsdichten war während aller drei Geräuschvarianten vergleichbar.

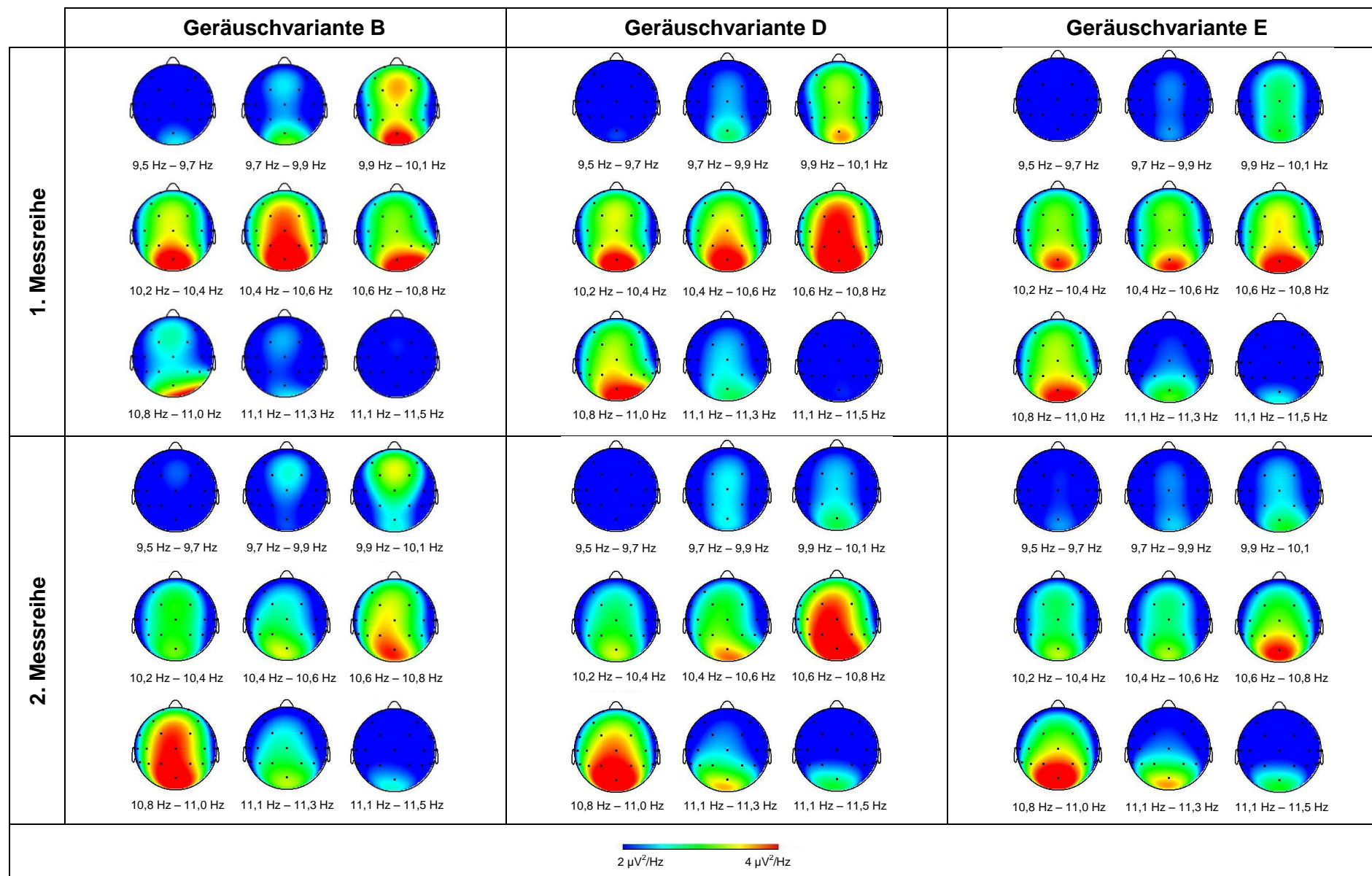
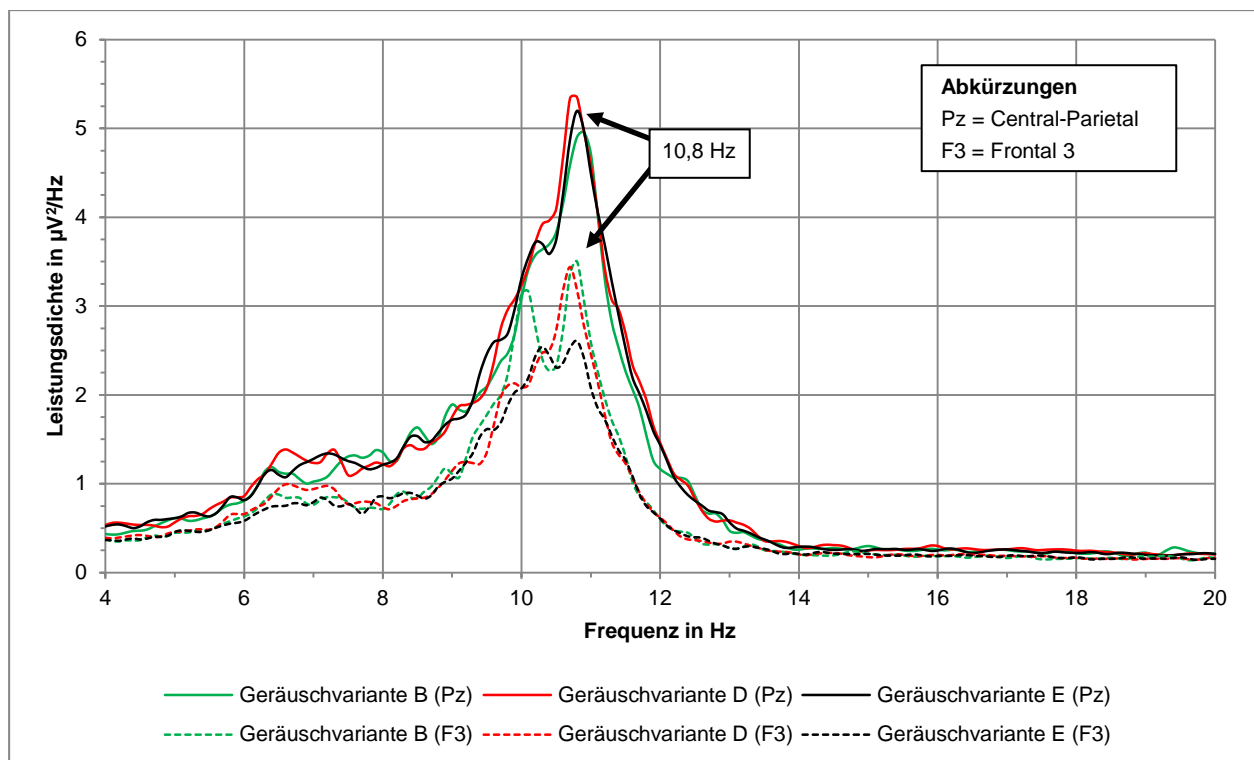


Abbildung 7-27: Leistungsdichteverteilungen der Grand Averages während der Geräuschvarianten (n = 19)

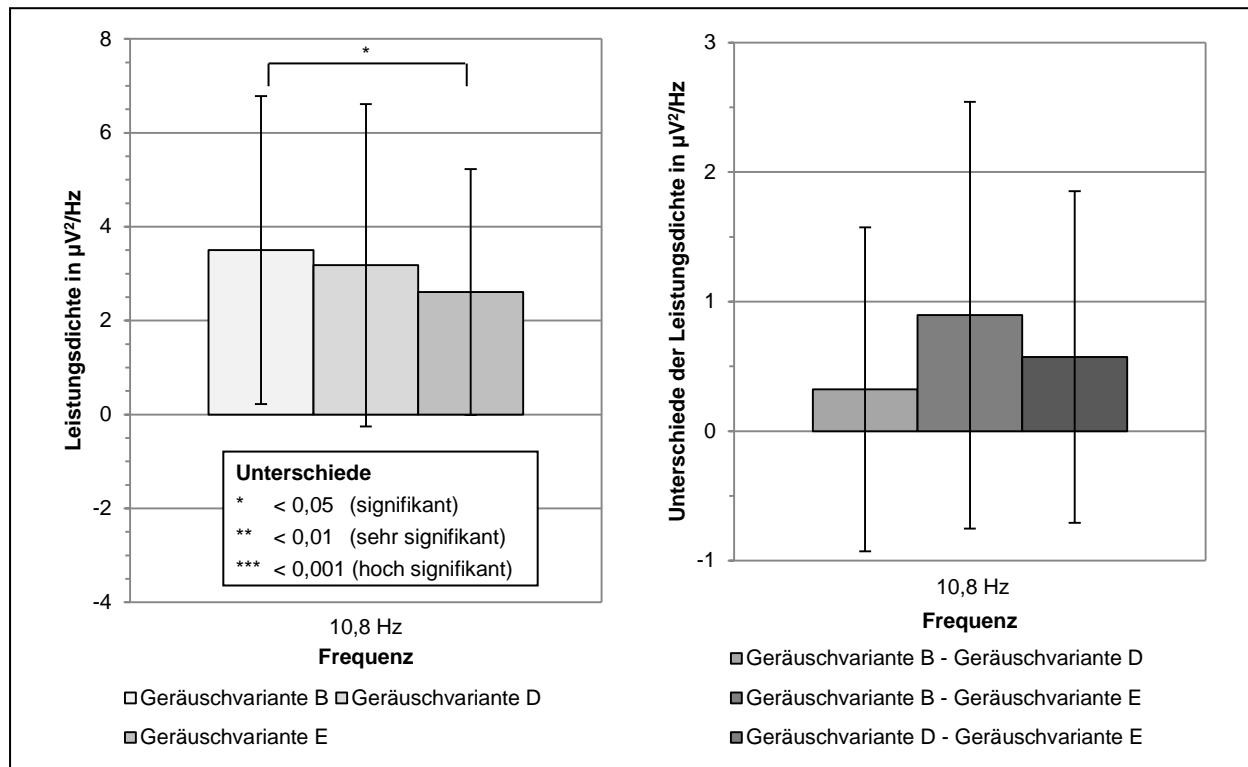
### Vergleich der Geräuschvarianten

Für einen Vergleich der Leistungsspektren wird neben der Elektrodenposition mit den größten Leistungsdichten eine weitere Elektrodenposition ausgewählt. Die Messergebnisse an der zusätzlich ausgewählten Elektrodenposition sollen sich durch deutlich geringere und unterschiedliche Leistungsdichten im Vergleich zur Elektrodenposition Central-Parietal charakterisieren. Als Vergleichselektrode wurde diesbezüglich die Elektrodenposition „Frontal 3“ (F3) ausgewählt (vgl. Abbildung 5-12). Die Messergebnisse an der Elektrodenposition Frontal 3 erfüllten die gewünschten Anforderungskriterien. Nachfolgend sind die Leistungsspektren an der Elektrodenposition Frontal 3 und Central-Parietal während der Beschallung mit den drei Geräuschvarianten gegenübergestellt (siehe Abbildung 7-28). Die Leistungsdichtespektren stellen die Ergebnisse der 2. Messreihe dar. Eine Fokussierung auf die Ergebnisse der 2. Messreihe ist bzgl. der unterschiedlichen Leistungsdichten während der 1. Messreihe und der Ruhephasen (vgl. Kapitel 7.4.1) naheliegend, um einen Vergleich der Leistungsdichten zu ermöglichen.



**Abbildung 7-28: Leistungsdichtespektren der Grand Averages bei der 2. Messreihe für die Elektrodenposition Central-Parietal und Frontal 3 (n = 19)**

Im Anschluss werden die dominanten Leistungsdichten der Elektrodenposition Frontal 3 bei einer Frequenz von 10,8 Hz gegenübergestellt (siehe Abbildung 7-29). Anhand der Ergebnisse können signifikante Unterschiede zwischen der Beschallung mit Geräuschvariante B und Geräuschvariante E ermittelt werden (siehe Anhang D). Diese Unterschiede werden insbesondere durch eine Darstellung der Differenzen deutlich. Damit wird ein Unterschied zwischen dem Ausgangszustand (Geräuschvariante B) und einer Geräuschmodifikation objektiv nachgewiesen.



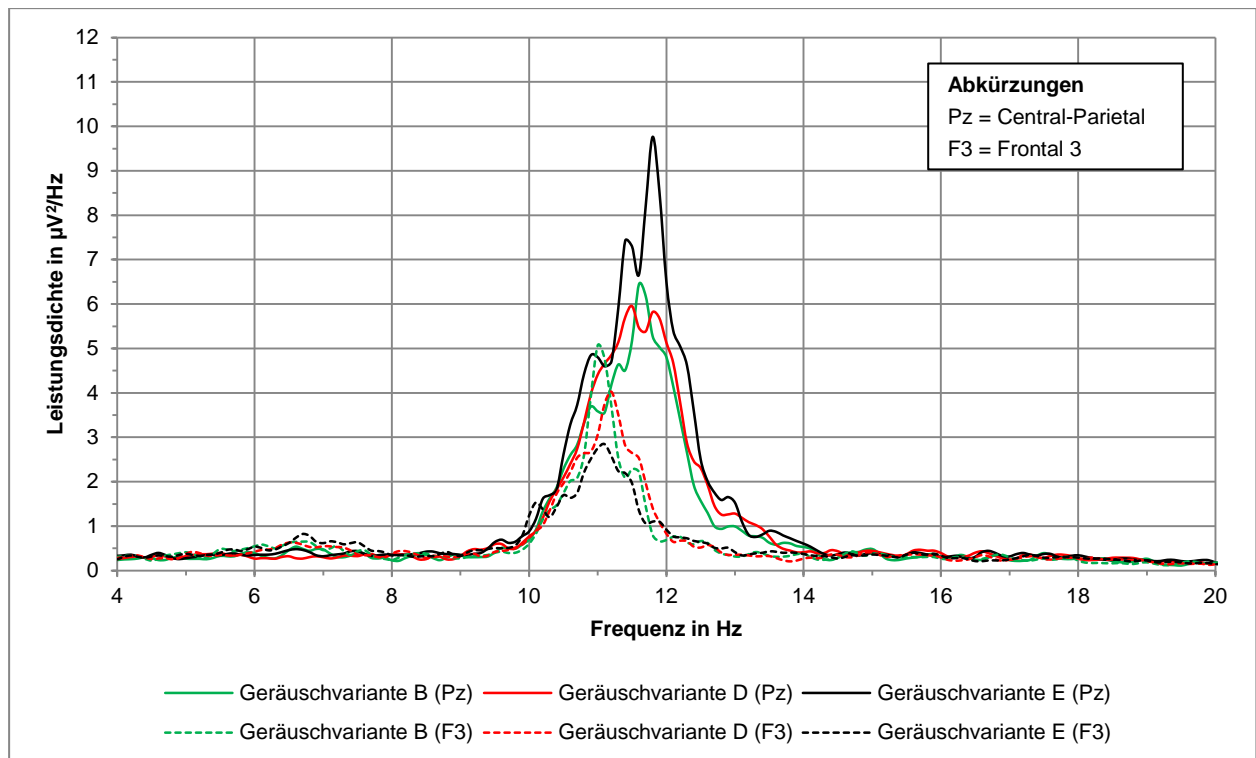
**Abbildung 7-29: Dominante Leistungsdichten der Grand Averages, deren Unterschiede und Standardabweichungen bei der 2. Messreihe für die Elektrodenposition Frontal 3 (n = 19)**

## 7.4.2.2 Versuchsperson A

### Leistungsdichtespektren

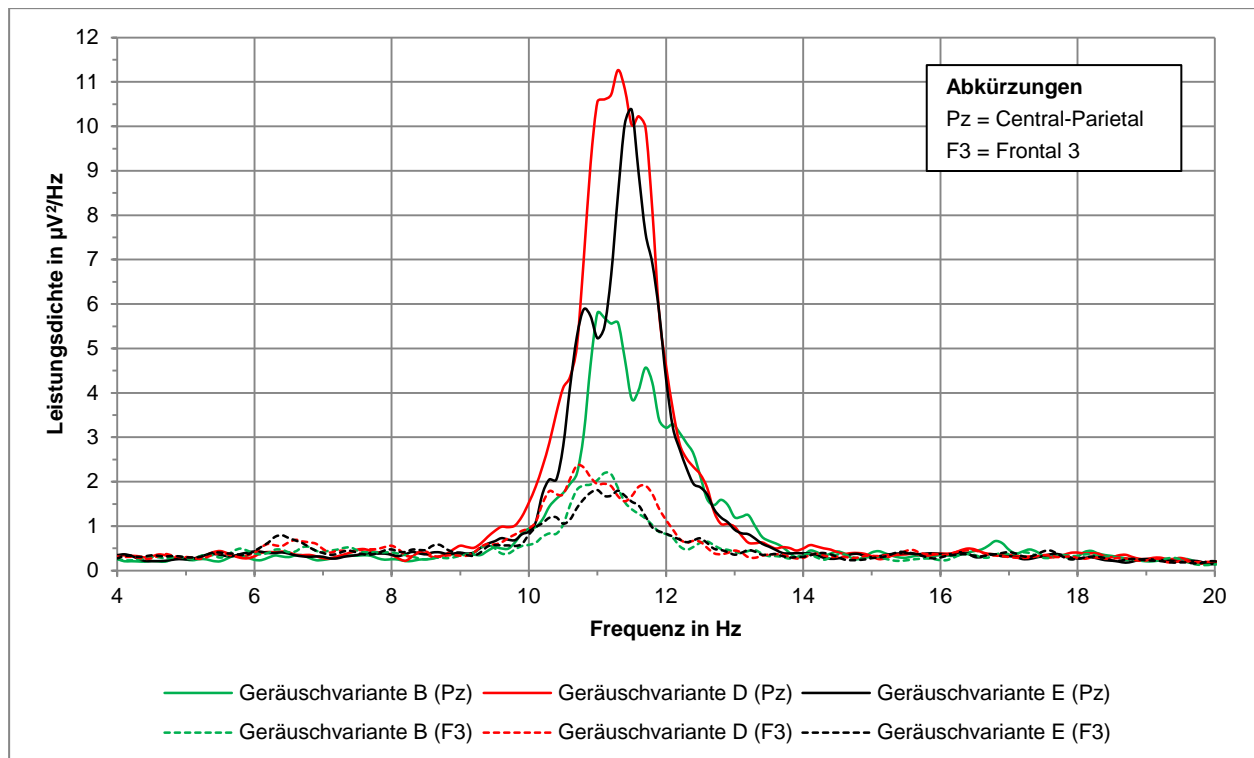
Im Anschluss werden die Ergebnisse einer ausgewählten Versuchsperson dargestellt. Die Auswahl der Versuchsperson A war durch eine deutlich unterschiedliche qualitative und quantitative Verteilung der Leistungsdichte während der Beschallung mit den Geräuschvarianten im Vergleich zum Ausgangszustand geprägt (s.u.).

Die Messergebnisse der Versuchsperson A ergeben sich aus den Mittelwerten der jeweiligen Einzelzeitabschnitte (vgl. Abbildung 5-14). Während der 1. Messreihe wurde besonders deutlich, dass die Leistungsdichten an der Elektrodenposition Frontal 3 bei Geräuschvariante B bis Geräuschvariante E abnahmen (siehe Abbildung 7-30). Im Gegensatz dazu stiegen die dominanten Leistungsdichten an der Elektrodenposition Central-Parietal an. Eine tendenzielle bimodale Verteilung der Leistungsdichten konnte bei der Beschallung mit Geräuschvariante D und Geräuschvariante E abgeleitet werden.



**Abbildung 7-30: Leistungsdichtespektren der Einzelzeitabschnitte bei der 1. Messreihe für die Elektrodenposition Central-Parietal und Frontal 3 bei Versuchsperson A (n = 38 (Geräuschvariante B), n = 57 (Geräuschvariante D), n = 59 (Geräuschvariante E))**

Während der 2. Messreihe wurden bei der Versuchsperson A unterschiedliche Ergebnisse im Vergleich zur 1. Messreihe festgestellt. Die Leistungsdichten an der Elektrodenposition Frontal 3 waren bei der Anwendung aller drei Geräuschvarianten vergleichbar. Allerdings unterschieden sich die Leistungsdichten an der Elektrodenposition Central-Parietal. Deutlich höhere Leistungsdichten wurden anhand der Spontan-EEG-Messungen bei beiden optimierten Geräuschvarianten im Vergleich zum Ausgangszustand festgestellt. Die Frequenz der dominanten Leistungsdichten lag bei ca. 11,3 Hz.

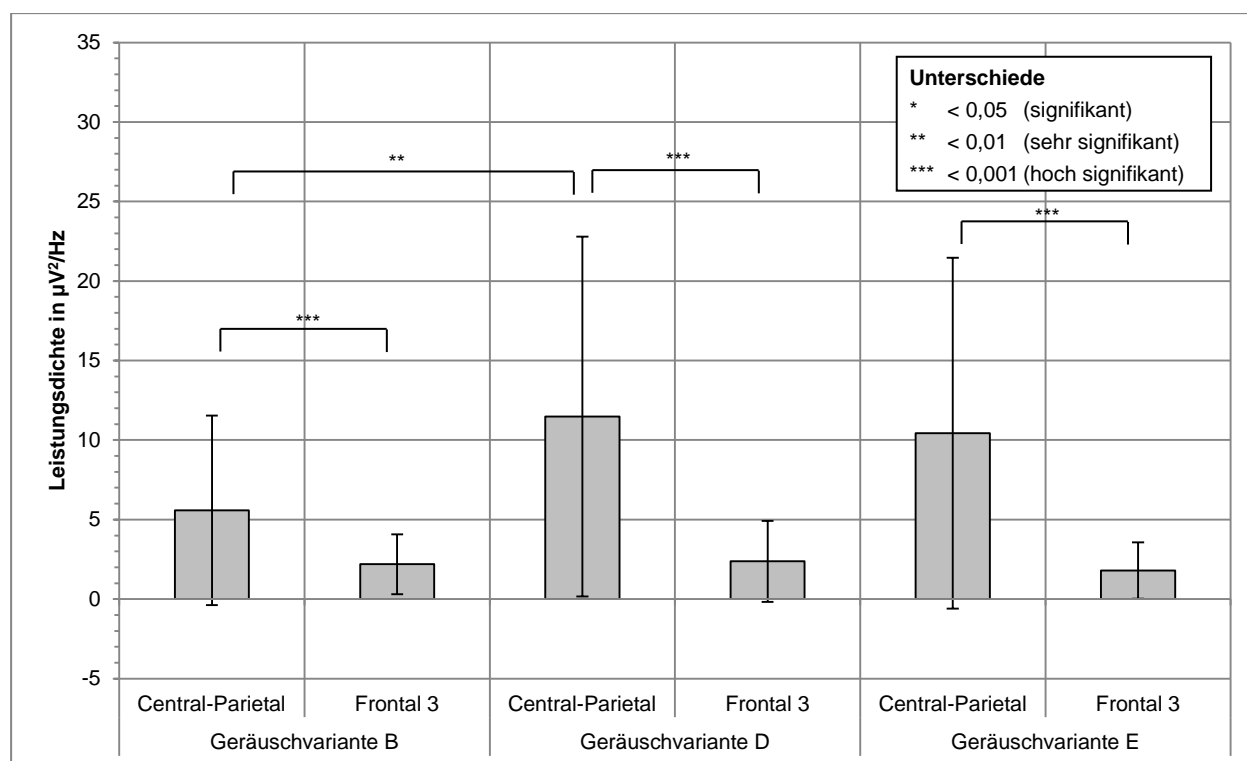


**Abbildung 7-31: Leistungsdichtespektren der Einzelzeitabschnitte bei der 2. Messreihe für die Elektrodenposition Central-Parietal und Frontal 3 bei Versuchsperson A (n = 52 (Geräuschvariante B), n = 54 (Geräuschvariante D), n = 59 (Geräuschvariante E))**

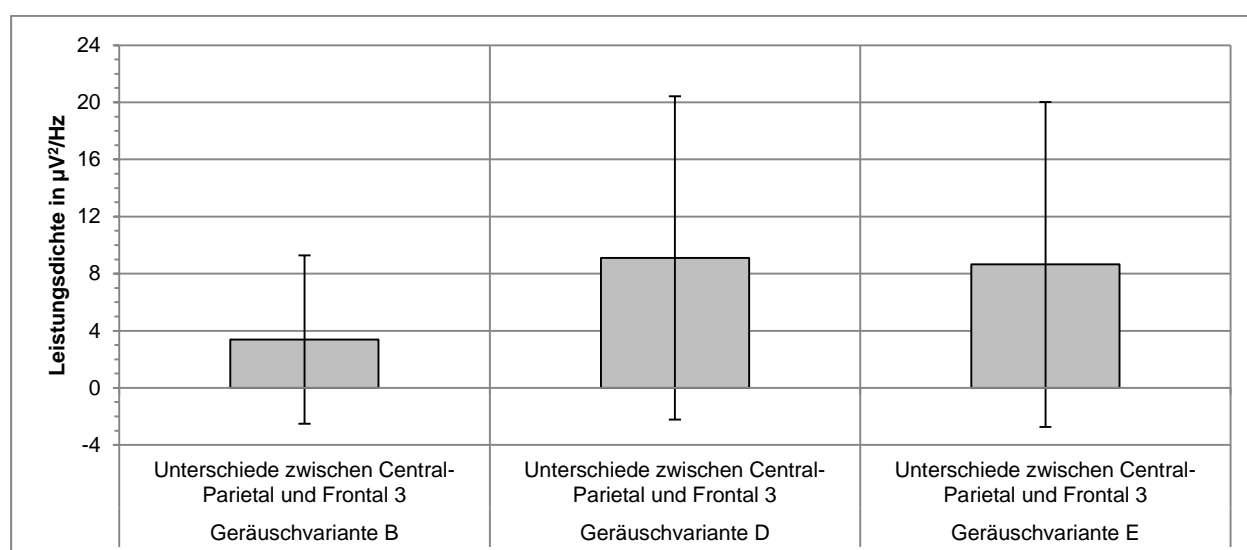
Im Folgenden werden die dominanten Leistungsdichten an der Elektrodenposition Central-Parietal und Frontal 3 während der 2. Messreihe gegenüber gestellt (siehe Abbildung 7-32). Dabei konnten deutliche Unterschiede zwischen den Leistungsdichten an der Elektrodenposition Central-Parietal bei Geräuschvariante B im Vergleich zu Geräuschvariante D und Geräuschvariante E festgestellt werden. Veränderungen an der Elektrodenposition Frontal 3 waren nicht erkennbar.

Eine Überprüfung der Messergebnisse auf signifikante Unterschiede wurde durchgeführt. Signifikante Unterschiede konnten bei allen drei Geräuschvarianten zwischen den Leistungsdichten an der Elektrodenposition Central-Parietal und Frontal 3 ermittelt werden. Zusätzlich konnten signifikante Unterschiede an der Elektrodenposition Central-Parietal während Geräuschvariante B und Geräuschvariante D sowie während Geräuschvariante B und Geräuschvariante E festgestellt werden (siehe Anhang D). Die großen Standardabweichungen der Mittelwerte sind durch die hohe Empfindlichkeit der Spontan-EEG-Messungen geschuldet.





**Abbildung 7-32: Dominante Leistungsdichten der Einzelzeitabschnitte und deren Standardabweichungen bei der 2. Messreihe für die Elektrodenpositionen Central-Parietal und Frontal 3 bei Versuchsperson A (n = 52 (Geräuschvariante B), n = 54 (Geräuschvariante D), n = 59 (Geräuschvariante E))**



**Abbildung 7-33: Differenzen der dominanten Leistungsdichten der Einzelzeitabschnitte und deren Standardabweichungen bei der 2. Messreihe für die Elektrodenpositionen Central-Parietal und Frontal 3 bei Versuchsperson A (n = 52 (Geräuschvariante B), n = 54 (Geräuschvariante D), n = 59 (Geräuschvariante E))**

## Mappingviews

Die Unterschiede zwischen der dominanten Leistungsdichte am parietalen Cortex unter Anwendung der drei Geräuschvarianten wurden ebenfalls anhand von Mappingviews ersichtlich (siehe Abbildung 7-34). Damit können bei beiden optimierten Geräuschvarianten die größeren Leistungsdichten am parietalen Cortex festgestellt werden. Dieser Effekt wurde insbesondere

## Ergebnisse

---

während der 2. Messreihe erkenntlich. Während der 1. Messreihe waren dominante Leistungsdichten am parietalen Cortex besonders bei einer Beschallung mit Geräuschvariante E deutlich. Bei dem Ausgangsgeräusch wurden die geringsten dominanten Leistungsdichten am parietalen Cortex sowohl während der 1. Messreihe als auch 2. Messreihe ermittelt. Insbesondere während der 1. Messreihe konnten in Folge des Ausgangsgeräusches dominante Leistungsdichten am frontalen Cortex festgestellt werden.

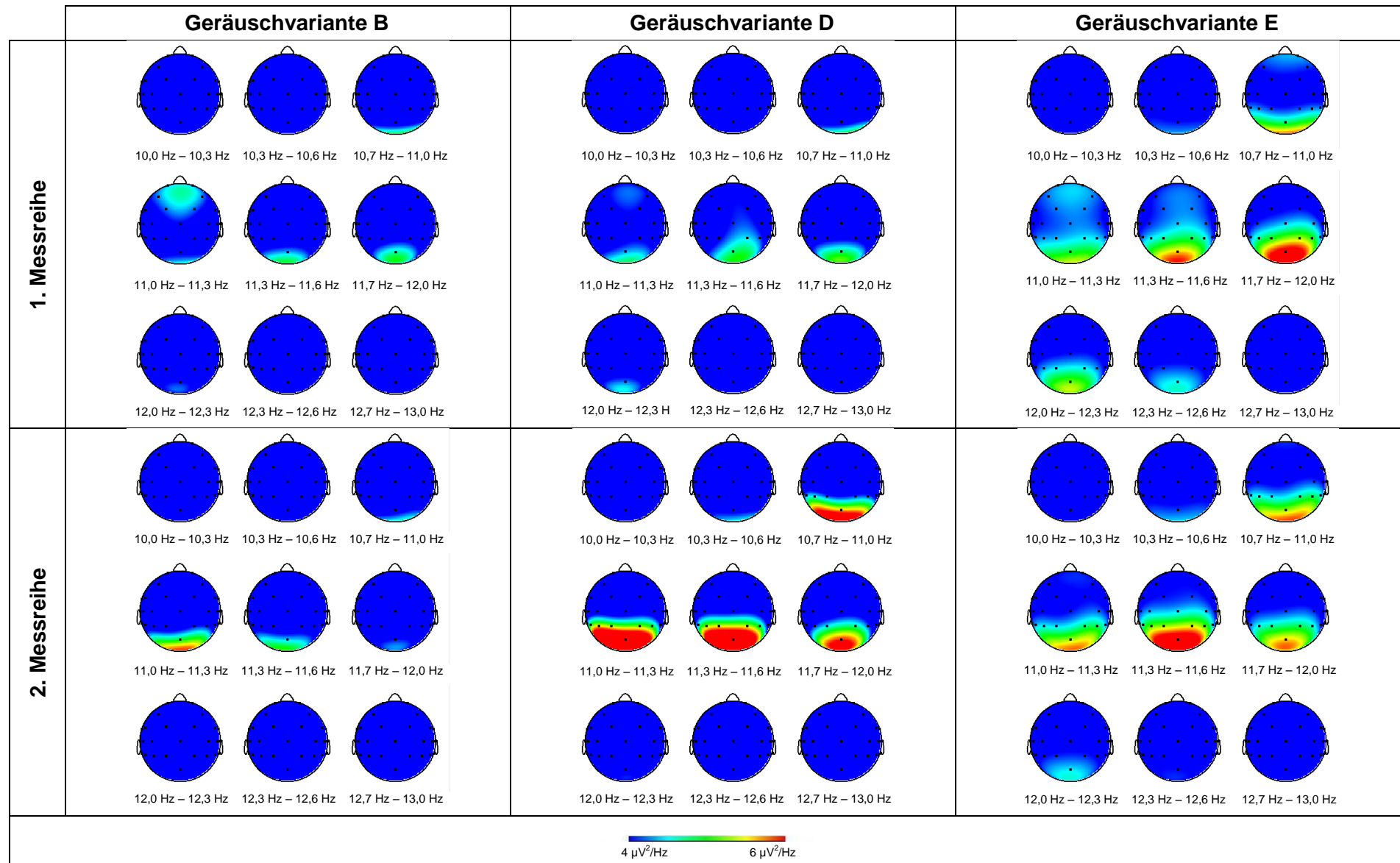


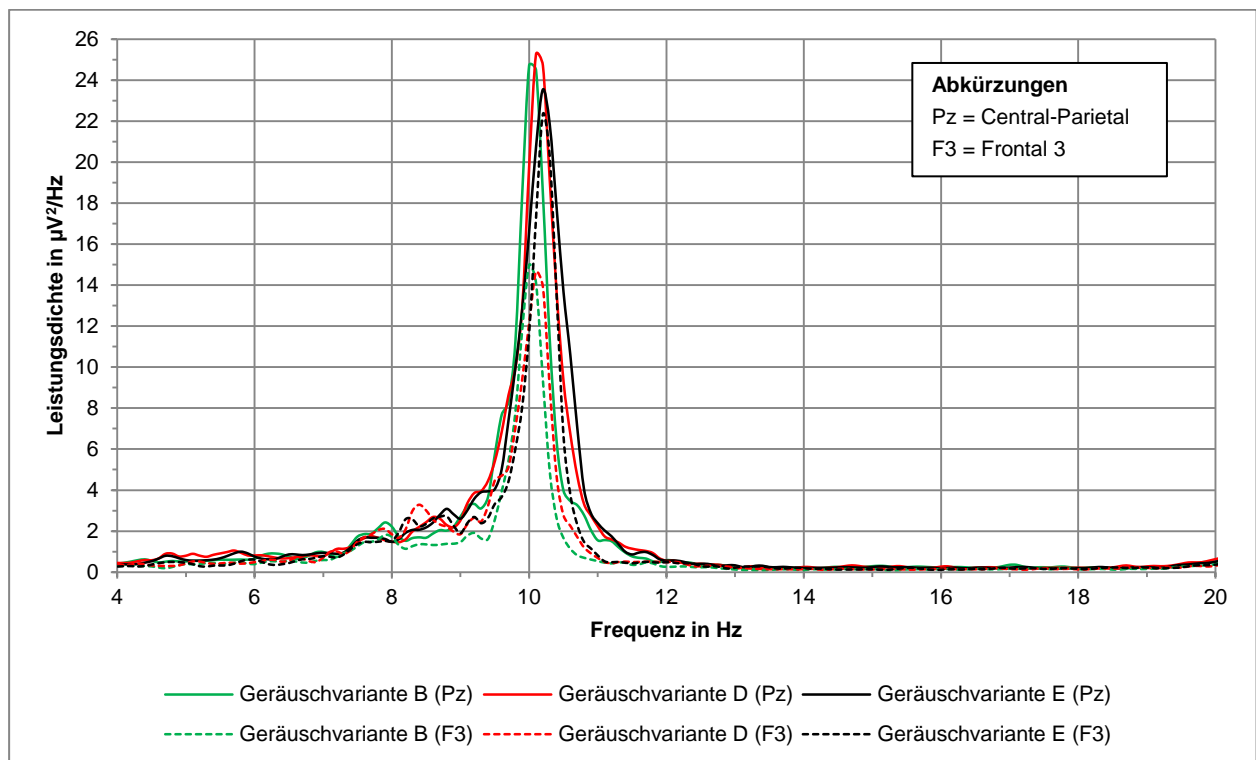
Abbildung 7-34: Leistungsdichteverteilungen der Einzelzeitabschnitte während der Geräuschvarianten bei Versuchsperson A (1. Messreihe: n = 38 (Geräuschvariante B), n = 57 (Geräuschvariante D), n = 59 (Geräuschvariante E); 2. Messreihe: n = 52 (Geräuschvariante B), n = 54 (Geräuschvariante D), n = 59 (Geräuschvariante E))

## 7.4.2.3 Versuchsperson B

### Leistungsdichtespektren

Dieser Abschnitt stellt die Ergebnisse der Spontan-EEG-Messungen an einer Versuchsperson B dar. Die Ergebnisse beruhen, wie in Kapitel 7.4.2.2 bereits erwähnt, auf den Messwerten der einzelnen Segmente (vgl. Abbildung 5-14).

Die nachfolgend aufgeführten Leistungsdichtespektren für die Elektrodenposition Central-Parietal war während der Beschallung mit den drei Geräuschvarianten in der 1. Messreihe (siehe Abbildung 7-35) ähnlich ausgeprägt. Im Vergleich zu den vorhergehenden Ergebnissen der Grand Averages oder den Ergebnissen der Versuchsperson A war insbesondere die Leistungsdichte quantitativ stärker ausgeprägt und es konnten qualitative Unterschiede der Leistungsdichteverteilung festgestellt werden. Des Weiteren war keine bimodale Verteilung der Leistungsdichte ermittelbar. Unterschiede unter Anwendung der einzelnen Geräuschvarianten konnten anhand der Leistungsdichte an der Elektrodenposition Frontal 3 erfasst werden.

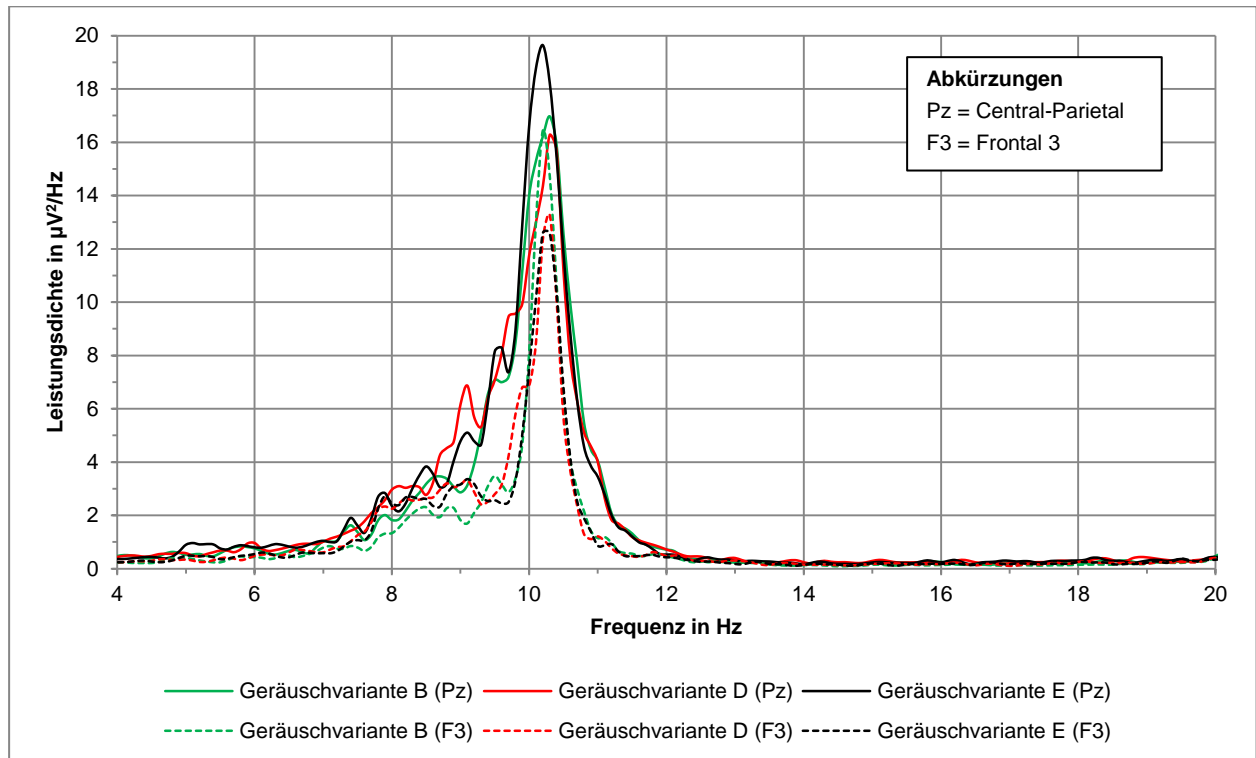


**Abbildung 7-35: Leistungsdichtespektren der Einzelzeitabschnitte bei der 1. Messreihe für die Elektrodenposition Central-Parietal und Frontal 3 bei Versuchsperson B (n = 56 (Geräuschvariante B), n = 54 (Geräuschvariante D), n = 55 (Geräuschvariante E))**

Nachfolgend werden die Leistungsdichtespektren während der Beschallung mit der 2. Messreihe dargestellt (siehe Abbildung 7-36). Die dominanten Leistungsdichten wurden bei allen drei Geräuschvarianten und bei den Elektrodenpositionen Central-Parietal sowie Frontal 3 bei einer vergleichbaren Frequenz festgestellt. Die dominanten Leistungsdichten und deren Elektrodenposition unterscheiden sich allerdings unter Anwendung der Geräuschvarianten. Bei Geräuschvariante E konnten die größten dominanten Leistungsdichten an der Elektrodenposition Central-Parietal und die geringsten dominanten Leistungsdichten an der Elektroden-

## Ergebnisse

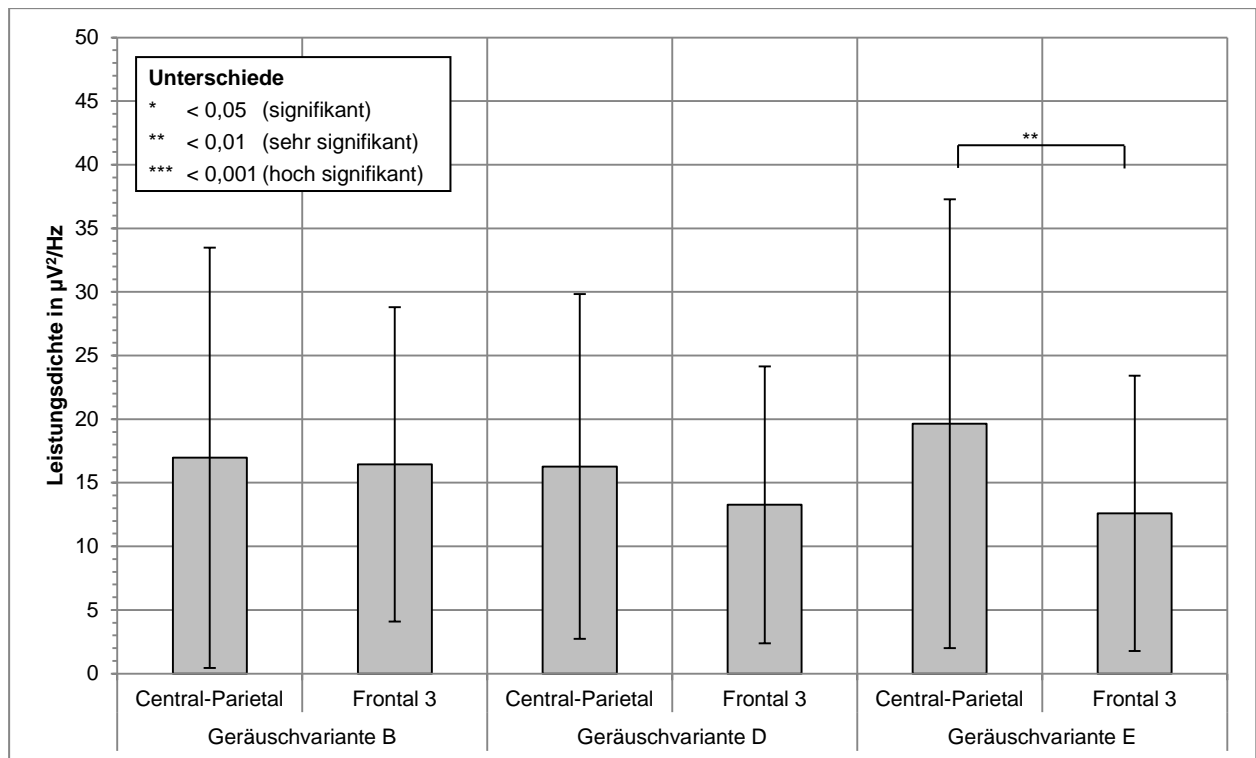
position Frontal 3 im Vergleich zu den weiteren zwei Geräuschvarianten erfasst werden. Hingegen waren die dominanten Leistungsdichten bei Geräuschvariante B an beiden Elektrodenpositionen vergleichbar. Während der Beschallung mit Geräuschvariante D konnten größere dominante Leistungsdichten an der Elektrodenposition Central-Parietal im Vergleich zu Frontal 3 gemessen werden.



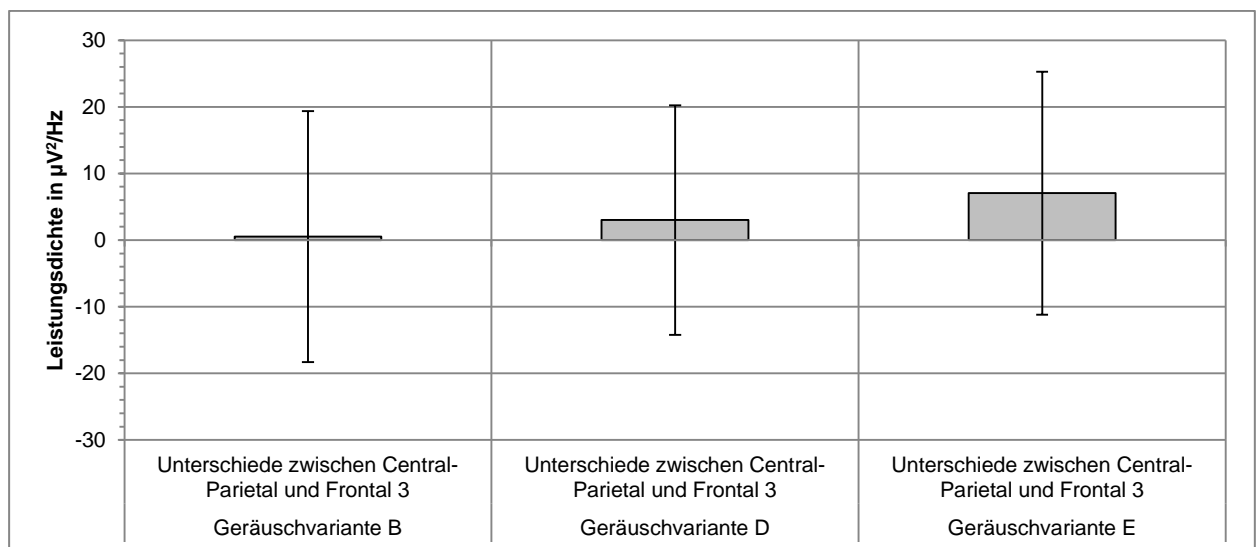
**Abbildung 7-36: Leistungsdichtespektren der Einzelzeitabschnitte bei der 2. Messreihe für die Elektrodenposition Central-Parietal und Frontal 3 bei Versuchsperson B (n = 49 (Geräuschvariante B), n = 49 (Geräuschvariante D), n = 54 (Geräuschvariante E))**

Ein Vergleich der dominanten Leistungsdichten während der Beschallung mit den drei Geräuschvarianten in der 2. Messreihe zeigt, dass bei beiden optimierten Geräuschvarianten größere Differenzen zwischen der Leistungsdichte an der Elektrodenposition Central-Parietal und Frontal 3 feststellbar sind (siehe Abbildung 7-36 und Abbildung 7-37). Diese Unterschiede waren durch die geringeren dominanten Leistungsdichten an der Elektrodenposition Frontal 3 und, insbesondere bei Geräuschvariante E, durch die größeren dominanten Leistungsdichten an der Elektrodenposition Central-Parietal geschuldet.

Weiterhin konnten signifikante Unterschiede zwischen den Leistungsdichten an der Elektrodenposition Central-Parietal und Frontal 3 unter Anwendung der Geräuschvariante E ermittelt werden. Bei einer Beschallung mit den beiden weiteren Geräuschvarianten sowie bei einem Vergleich der Geräuschvarianten miteinander waren keine weiteren signifikanten Unterschiede feststellbar.



**Abbildung 7-37: Dominante Leistungsdichten der Einzelzeitabschnitte und deren Standardabweichungen bei der 2. Messreihe für die Elektrodenpositionen Central-Parietal und Frontal 3 bei Versuchsperson B (n = 49 (Geräuschvariante B), n = 49 (Geräuschvariante D), n = 54 (Geräuschvariante E))**



**Abbildung 7-38: Differenzen der dominanten Leistungsdichten der Einzelzeitabschnitte und deren Standardabweichungen bei der 2. Messreihe für die Elektrodenpositionen Central-Parietal und Frontal 3 bei Versuchsperson B (n = 49 (Geräuschvariante B), n = 49 (Geräuschvariante D), n = 54 (Geräuschvariante E))**

## Mappingviews

Nachfolgend werden anhand von Mappingviews die Unterschiede während der Beschallung mit den drei Geräuschvarianten dargestellt (siehe Abbildung 7-34). Die Einstellungsparameter der Mappingviews wurden entsprechend der Leistungsdichten für Versuchsperson B ausgewählt.

Die Mappingviews waren während der 1. Messreihe und 2. Messreihe deutlich unterschiedlich ausgeprägt. Insbesondere in der 1. Messreihe wurden nicht zu vernachlässigende Leistungsdichten am frontalen Cortex ermittelt. Diese Leistungsdichten am frontalen Cortex wurden insbesondere bei Geräuschvariante E deutlich.

Während der 2. Messreihe konnten insbesondere bei Geräuschvariante B und Geräuschvariante D keine deutlichen dominanten Leistungsdichten am parietalen Cortex festgestellt werden. Erst bei Geräuschvariante E waren dominante Leistungsdichten am genannten Areal des Cortex ermittelbar. Bei der Beschallung mit Geräuschvariante B konnten ebenso Leistungsdichten am frontalen Cortex erfasst werden. Zusammenfassend deuten die dominanten Leistungsdichten am parietalen Cortex bei Geräuschvariante E in der 2. Messreihe auf einen entspannten Wachzustand.

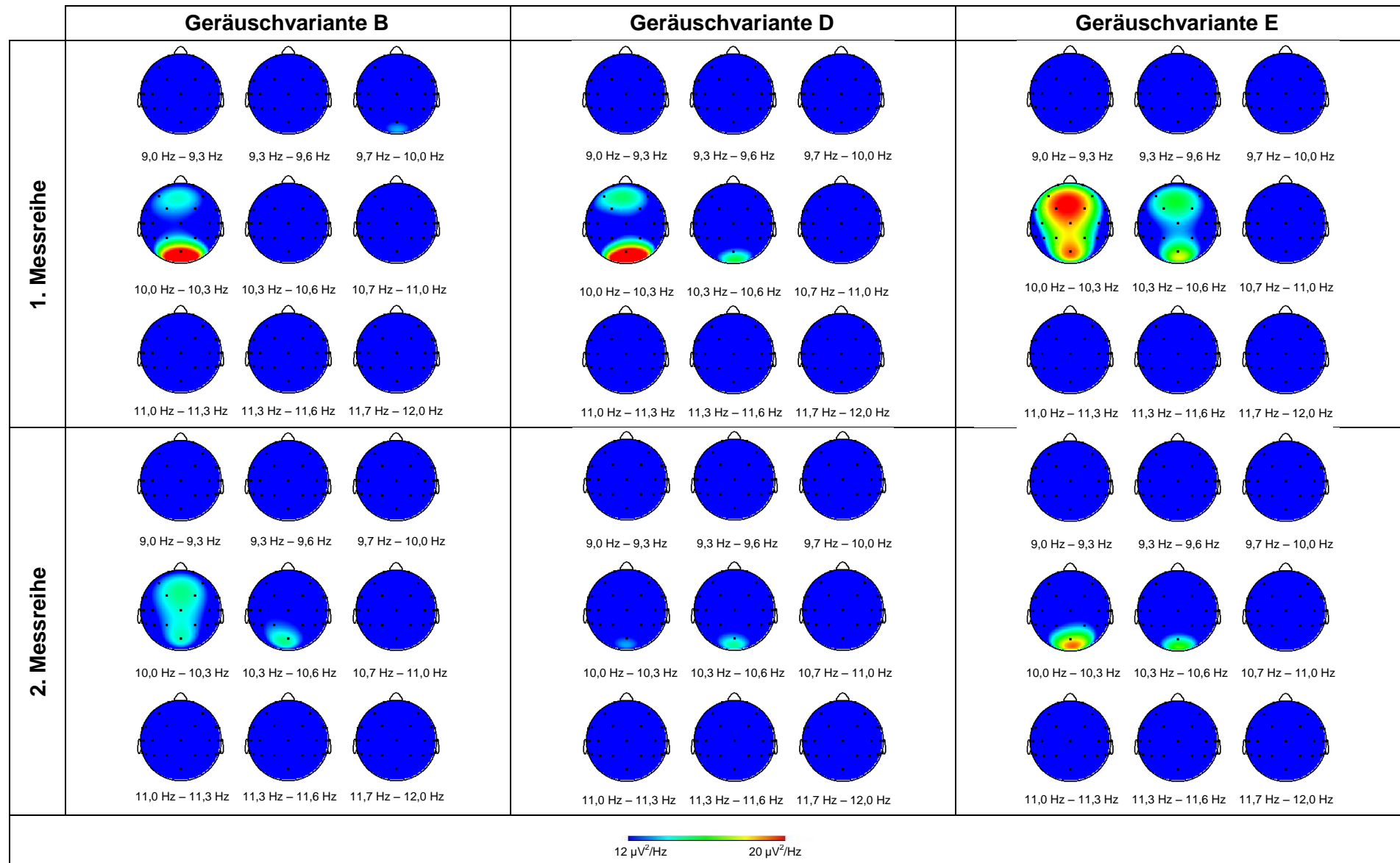


Abbildung 7-39: Leistungsdichteverteilungen der Einzelzeitschnitte während der Geräuschvarianten bei Versuchsperson B (1. Messreihe: n = 56 (Geräuschvariante B), n = 54 (Geräuschvariante D), n = 55 (Geräuschvariante E); 2. Messreihe: n = 49 (Geräuschvariante B), n = 49 (Geräuschvariante D), n = 54 (Geräuschvariante E))



## 7.5 EKG-Untersuchung

Die anhand der EKG-Untersuchungen ermittelten Herzfrequenzen (siehe Abbildung 7-40) und die signifikanten Unterschiede der Herzfrequenzen (siehe Anhang E) während der aufeinander folgenden Geräuschvarianten und der Ruhephasen sind nachfolgend aufgeführt.

Anhand der Herzfrequenzen wurde deutlich, dass die kardiovaskuläre Aktivität der Versuchspersonen von den Geräuschvarianten beeinflusst wird. Diese Beeinflussung wurde durch den Anstieg der Herzfrequenz während der Anwendung der Geräuschvarianten im Vergleich zu den Ruhephasen deutlich. Damit konnte eine Reaktion der Vigilanz in Folge der Beschallung mit den Geräuschvarianten erfasst werden. Nach der 1. Messreihe und 2. Messreihe erfolgte jeweils in den Ruhephasen eine Verringerung der Herzfrequenz.

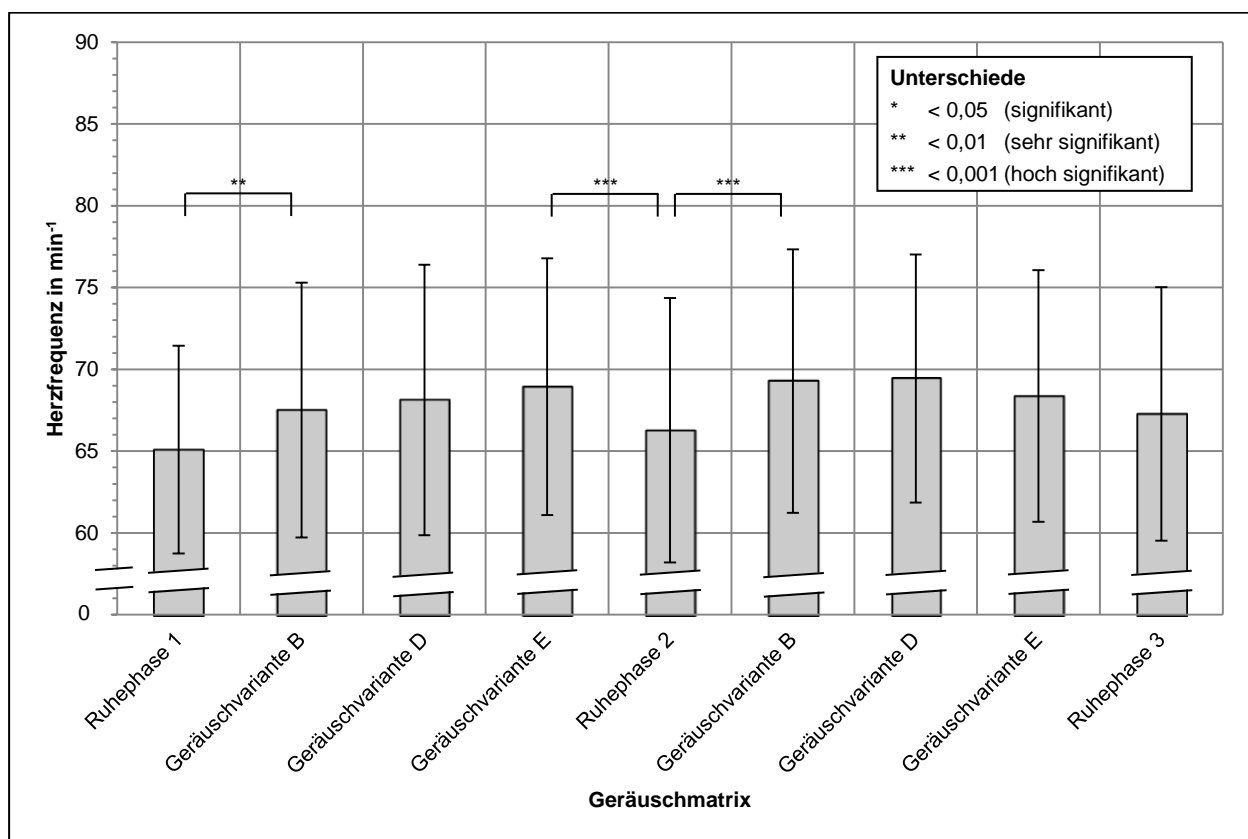


Abbildung 7-40: Herzfrequenzen und deren Standardabweichungen während der Geräuschmatrix (n = 19)

Die Messdaten beziehen sich auf 19 Versuchspersonen, da ein Datensatz nicht ausgewertet werden konnte. Die Einschränkung hatte sich erst bei der Datenauswertung ergeben.

## 7.5.1 Ruhephasen

Nachfolgend sind die Herzfrequenzen der Versuchspersonen während der Ruhephasen dargestellt (siehe Abbildung 7-41). Ebenso wurde eine Regressionsgerade erstellt, um die Veränderungen über den Versuchszeitraum aufzuzeigen. Ein Anstieg der Herzfrequenz konnte festgestellt werden. Dieser Anstieg wurde dahingehend bestätigt, dass ein signifikanter Unterschied bzgl. der Herzfrequenz zwischen Ruhephase 1 und Ruhephase 3 ermittelt wurde.

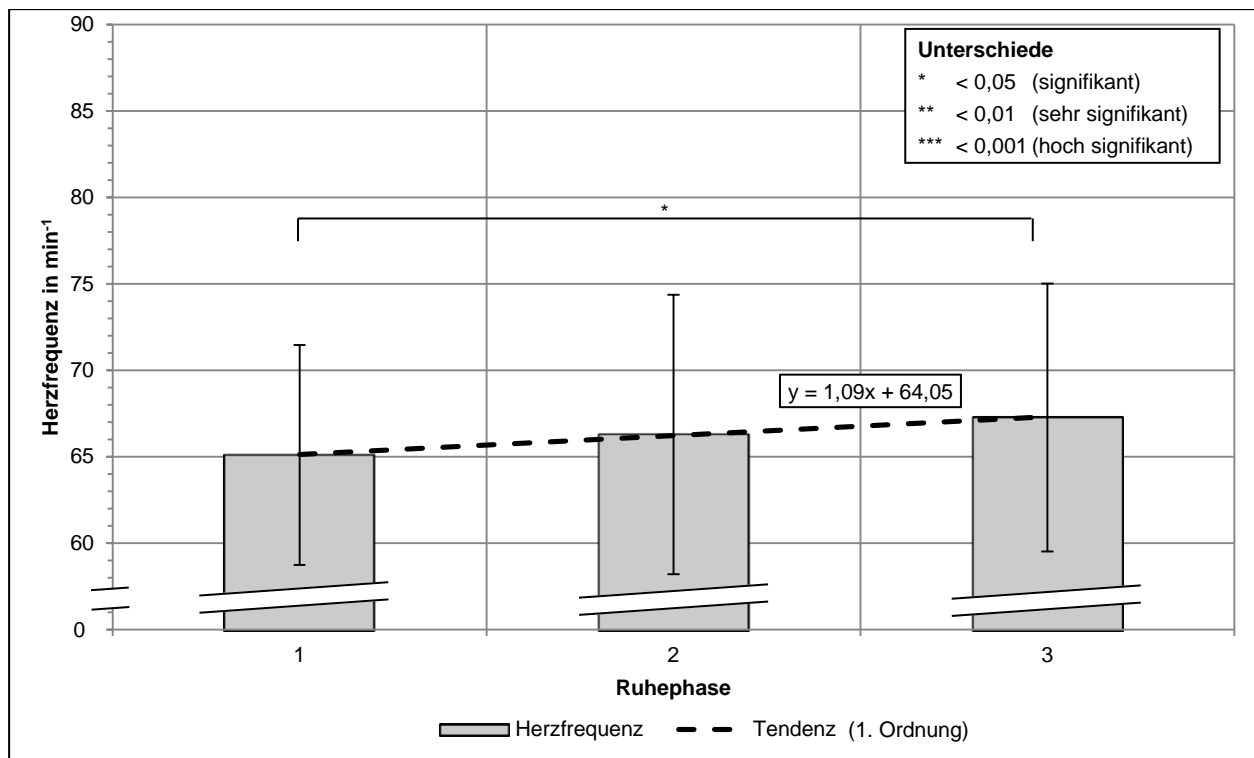
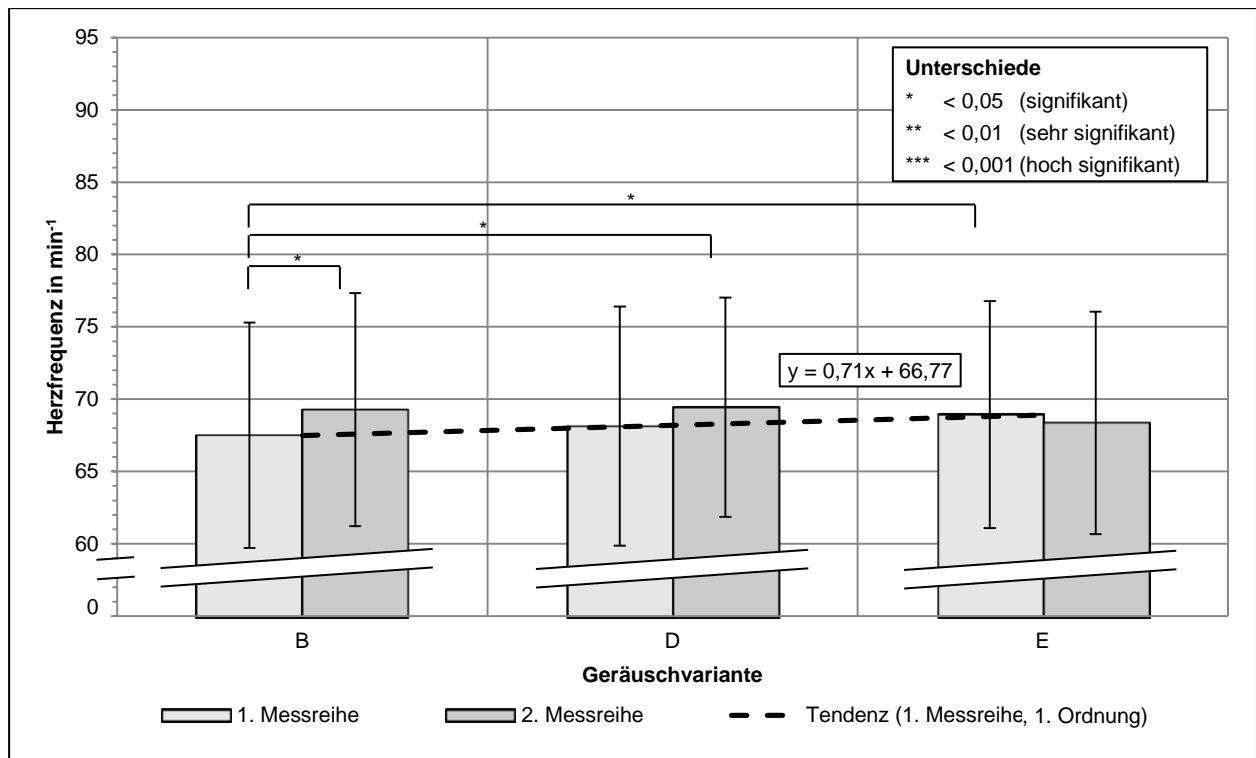


Abbildung 7-41: Herzfrequenzen und deren Standardabweichungen sowie deren Tendenz während der Ruhephasen (n = 19)

## 7.5.2 Geräuschvarianten

In der folgenden Grafik (siehe Abbildung 7-42) ist eine Gegenüberstellung der Herzfrequenzen während der 1. Messreihe und 2. Messreihe dargestellt. Die Ergebnisse verdeutlichen eine gegensätzliche Tendenz. Während der 1. Messreihe stiegen die Herzfrequenzen über die Versuchsdauer an. Hingegen sanken die Herzfrequenzen während der 2. Messreihe ab. Unter Berücksichtigung der statistischen Datenanalyse konnten während der 1. Messreihe zwischen Geräuschvariante B und Geräuschvariante E signifikante Unterschiede der Herzfrequenz ermittelt werden. Während der 2. Messreihe konnten keine signifikanten Unterschiede der Herzfrequenz bei allen drei Geräuschvarianten festgestellt werden. Damit ist in der 2. Messreihe von einer konstanten Herzfrequenz auszugehen. Anhand einer Gegenüberstellung aller Messergebnisse war insbesondere die Herzfrequenz während der Geräuschvariante B in der 1. Messreihe auffällig gering. Signifikante Unterschiede zu anderen Herzfrequenzen, insbesondere während der 2. Messreihe, lassen darauf deuten, dass der Versuchsablauf und damit die erste Geräuschvariante das Ergebnis beeinflusst haben könnten.



**Abbildung 7-42: Herzfrequenzen und deren Standardabweichungen sowie deren Tendenz während der Geräuschvarianten (n = 19)**

## 7.6 Subjektive Geräuschwahrnehmung

Die Ergebnisse der subjektiven Geräuschwahrnehmung sind nachfolgend tabellarisch aufgeführt (siehe Tabelle 7-6). Die Angaben beziehen sich dabei auf 20 Versuchspersonen. Mehrere Antwortmöglichkeiten pro Frage waren möglich.

Allgemein konnte festgestellt werden, dass die Versuchspersonen die Versuchslänge als ausreichend wahrgenommen haben. Damit kann ein infolge der Versuchsdauer ausgelöstes subjektives Unbehagen (verbunden mit Stress) nicht festgestellt werden.

Weiterhin kann beobachtet werden, dass die Geräuschvariante D und die Geräuschvariante E angenehmer als Geräuschvariante B wahrgenommen worden sind. Insbesondere Geräuschvariante E wurde im Vergleich zu Geräuschvariante B und Geräuschvariante D als besonders angenehm eingestuft. Als besonders unangenehmes Geräusch wurde indes Geräuschvariante B genannt. Damit kann anhand der subjektiven Geräuschwahrnehmung eine Optimierung des Ausgangsgeräusches bestätigt werden.

Durch den zeitlichen Ablauf des Versuches haben die Versuchspersonen die drei Geräuschvarianten exakt zweimal und in identischer Reihenfolge während beider Messreihen gehört. Der Versuchsablauf mit den identischen Geräuschvarianten wurde von den Versuchspersonen nicht eindeutig festgestellt. Zusätzlich konnte beobachtet werden, dass die Versuchspersonen bei einer Zuordnung der Geräuschvarianten zu bestimmten Geräuschquellen eine höhere Wiedererkennung in der 2. Messreihe aufwiesen.

## Ergebnisse

Die Geräuschvarianten wurden größtenteils mit Lärm von industriellen Geräten (Hobel, Schleifgerät, Fließband) und/oder mit Gartengeräten (Häcksler, Kettensägen, Laubbläser, Heckenscheren, Bohrmaschinen, Sägen, Schleifgeräte) in Verbindung gebracht. Aber auch Haushaltsgeräte (Staubsauger, Stab-/Mixer, Kaffeemühlen) wurden als Geräuschquelle aufgeführt. Damit konnte zusammenfassend keine eindeutige und überwiegende Zuordnung der Geräuschvarianten zu den tatsächlichen Geräuschquellen festgestellt werden.

**Tabelle 7-6: Auswertung der subjektiven Befragung (n = 20)**

Fragestellung	Antwort in %			
	Versuchsdauer ausreichend		Versuchsdauer zu lang	
Wie empfangen Sie die Versuchsdauer?	100 %		0 %	
	Geräusch- variante B	Geräusch- variante D	Geräusch- variante E	
Welche Geräuschvariante empfinden sie besonders angenehm? (mehrere Antworten waren möglich)	8 %	33 %	58 %	
Welche Geräuschvariante empfinden Sie besonders unangenehm? (mehrere Antworten waren möglich)	80 %	15 %	5 %	
	3 Geräusch- varianten	6 Geräusch- varianten	keine Antwort	
Haben Sie 3 oder 6 unterschiedliche Geräuschvarianten gehört?	45 %	50 %	5 %	
	Zuordnung der Geräusche		keine Zuordnung der Geräusche	
Anteil der Versuchspersonen, welche 3 Geräuschvarianten gehört haben. (n = 9)	100 %		0 %	
Anteil der Versuchspersonen, welche 6 Geräuschvarianten gehört haben. (n = 10)	40 %		60 %	
	Industrie- geräte/ -anlagen	Haushalts- geräte	Garten- geräte	keine Antwort
Welche Geräuschquellen bringen Sie mit den Geräuschvarianten in Verbindung? (mehrere Antworten waren möglich)	29 %	21 %	25 %	25 %

## 7.7 Zusammenfassung

### Geräuschanregung

Im Betrieb der untersuchten Geräte wurde die größte Geräuschemission überwiegend bei halbvollem Füllstand und maximaler Drehzahl emittiert. Die Geräuschemission betrug bis zu 86,6 dB(A). Der dominante Frequenzbereich der Spektren lag bei den genannten Betriebsparametern zwischen 260 Hz (Drehfrequenz) und 2,6 kHz. Ein dominanter Einfluss der Dreh-

frequenz und deren Vielfachen auf die Geräuschemission wurden festgestellt. Die Ursache konnte durch eine Unwucht der rotierenden Baukomponenten und einer damit verbundenen zusätzlichen radial gerichteten Unwuchtkraft bzw. Fliehkraft indirekt nachgewiesen werden. Das Füllmedium im Messbehälter hatte hingegen einen untergeordneten Einfluss auf die Geräuschemission. In Folge einer Gegenüberstellung vergleichbarer Betriebszustände war der Einfluss des Füllmediums mit ca. 1 dB bestimmbar.

In Folge des Füllmediums konnten Schwankungen des Schalldruckpegels festgestellt werden. Diese Schwankungen betrugen bis zu  $\pm 3$  dB und konnten anhand der Rotationsbewegung des Füllmediums begründet werden. Die Rotationsbewegung führte zu zeitlich unterschiedlichen (Motor-) Belastungen und damit Drehfrequenzen.

Mittels Bauteilgeräuschanalyse wurde die relativ kleine Bodenpartie als dominante Geräuschquelle (in Folge der Lüftungsschlitze) mit einem Schallleistungsanteil von etwa 50 % ermittelt. Maßnahmen zur Geräuschreduktion sollten deshalb für die Bodenpartie besonders wirksam sein. Der restliche Schallleistungsanteil von ebenfalls etwa 50 % wurde von den wesentlich größeren Flächen des Messbehälters, des Deckel und des Ständers (ohne Bodenpartie) emittiert.

In Folge einer statischen Exzentrizität an der unteren und oberen Kupplungskomponente konnte ein Zusammenhang mit der Geräuschemission abgeleitet werden. Dabei konnten akustisch besonders „günstige“ und „ungünstige“ Kupplungskombinationen analysiert werden. Die Ursache kann auf Verspannungen und damit zusätzlich radial gerichtete Lagerkräfte zurückgeführt werden. Diese Vermutung wird im weiteren Verlauf (siehe Kapitel 8.1.2) diskutiert.

### Geräuschreduktion

Insbesondere durch eine Optimierung der Lagerschmierung, eine Entkopplung, Kapselung und Bedämpfung konnte eine signifikante Geräuschreduktion realisiert werden. Eine Optimierung des Schmierfilms in den Lagerstellen führte zu einer Reduktion der Geräuschanregung. Untersuchungen hierzu wurden an einem der drei Gleitlager durchgeführt. Reduktionen des Schallleistungspegels von bis zu 1 dB konnten festgestellt werden. Die Reduktion erfolgte breitbandig ab einer Frequenz von 1 kHz und damit innerhalb des dominanten Frequenzbereiches. Durch eine Optimierung der Schmierung in allen drei Lagerstellen sind weitere Reduktionen des Schallleistungspegels möglich.

In Folge einer Entkopplung zum Untergrund wurden Pegelreduktionen ab 1 kHz festgestellt. Bei den verwendeten Materialien konnten Reduktionen des Schallleistungspegels von ca. 3 dB erfasst werden.

Durch eine Kapselung des Ständers konnte eine geringfügige breitbandige Reduktion ab 1 kHz realisiert werden. Reduktionen des Schallleistungspegels von ca. 1 dB waren möglich. Wesentlich einflussreicher waren die breitbandigen Reduktionen mittels Vollkapselung. Die breitbandigen Reduktionen wurden bei einer Frequenz von größer 1 kHz deutlich. Die Ursache war den Materialeigenschaften des Luftschallabsorbers geschuldet. Durch eine Vollkapselung waren Reduktionen des Schallleistungspegels von mindestens 4 dB möglich.

Eine Bedämpfung führte zu einer Verringerung der schmalbandigen, aber insbesondere der breitbandigen Anregungen. Die Reduktionen erfolgten im dominanten Frequenzbereich. Durch

die verwendeten Bitumenmatten konnten Reduktionen des Schalleistungspegels von ca. 3 dB realisiert werden.

Eine direkte Einbindung von Luftschallabsorptionsmaterialien in den Innenraum des Ständers führte unter den vorhandenen Ausgangsbedingungen zu keiner befriedigenden Reduktion des Schalleistungspegels. Die unbefriedigende Wirkung war auf eine zu geringe Menge von Luftschallabsorber zurückzuführen. Ebenfalls konnte in Folge eines erhöhten Massenträgheitsmomentes keine Geräuschreduktionen erzielt werden.

### Psychoakustik

Durch die Geräuschmodifikationen Bedämpfung, Entkopplung und Vollkapselung wurden zum Teil deutliche Variationen der psychoakustischen Parameter hervorgerufen. Von Geräuschvariante A bis Geräuschvariante F nahm die Lautheit und Lautstärke kontinuierlich ab. Dieses Ergebnis deckt sich qualitativ mit den gemessenen Schalldruckpegeln.

Weiterhin wurden in Folge einer Entkopplung und Vollkapselung mittels Luftschallabsorber insbesondere die hochfrequenten Schallanteile im Frequenzspektrum verringert. Damit ist eine Reduktion der Schärfe während der Beschallung mit Geräuschvariante E und Geräuschvariante F zu beobachten. Eine Abnahme der Schärfe bei Geräuschvariante A war durch einen erhöhten Anteil an tieffrequenten Geräuschanteilen (u.a. verstärkt auftretende Drehfrequenz) erklärbar.

Die Tonhaltigkeit wurde damit hauptsächlich durch die auftretenden schmalbandigen Komponenten, hervorgerufen durch die Unwucht, beeinflusst. Bei Geräuschvariante F war allerdings ebenfalls ein Anstieg der Tonhaltigkeit feststellbar. Dieser Effekt konnte auf das geringere Hintergrundrauschen zurückgeführt werden. Weitere Modifikationsmaßnahmen hatten bei diesen Untersuchungen nur einen untergeordneten Einfluss auf die Tonhaltigkeit.

Die Rauheit konnte durch eine Zusatzmasse, eine Entkopplung und eine Vollkapselung beeinflusst werden. In Folge einer Zusatzmasse wurde allerdings die Drehfrequenz reduziert, wodurch die Verringerung der Rauheit erklärt werden könnte. Anhand einer Entkopplung und Vollkapselung wurden hauptsächlich die Pegel reduziert. Damit ist eine geringe Pegelmodulation als Ursache naheliegend. Eine Frequenzmodulation wurde mittels Entkopplung und Kapselung nicht vorgenommen.

Durch eine Bedämpfung konnte die maximale Schwankungsstärke leicht reduziert werden. Insgesamt war eine einflussreiche und grundsätzlich unterschiedliche Schwankungsstärke nicht feststellbar, da durch die sekundären Reduktionsmaßnahmen (Geräuschvariante A ausgeschlossen) nicht direkt auf die Geräuschanregung Einfluss genommen worden ist.

### Geräuschmatrix

In Folge der Auswahlkriterien (vgl. Kapitel 5.3.2) wurden drei Geräuschvarianten für die zu generierende Geräuschmatrix ausgewählt. Der Ausgangszustand mit ungünstigster Kupplungskombination (Geräuschvariante B) wurde ausgewählt und diente als Bezug für die weiteren Maßnahmen zur Geräuschmodifikation. Die Auswahl der ungünstigsten Kupplungskombination an Stelle der günstigsten Kupplungskombination ist auf die erfassten Schalleistungspegel zurückzuführen. Somit diente die akustisch besonders ungünstigste Kupplungskombination als „Worst-Case-Szenario“.

Als weitere Geräuschvarianten wurde eine Modifikation mittels Bedämpfung sowie Bedämpfung und Entkopplung ausgewählt. Diese beiden Optimierungsmaßnahmen (Geräuschvariante D und Geräuschvariante E) unterschieden sich sowohl anhand der psychoakustischen Parameter als auch anhand der Geräuschemissionen voneinander und von dem Ausgangszustand. Weiterhin waren beide Maßnahmen sehr einfach zu realisieren, ohne die Funktionalität der Geräte wesentlich zu beeinträchtigen. Die Umsetzung war ebenfalls ohne erheblichen finanziellen Aufwand möglich. Die weiteren Modifikationsmaßnahmen erfüllten nicht alle Auswahlkriterien.

### Spontan-EEG-Untersuchung

Die Untersuchung der Spontan-EEG-Untersuchung konzentrierte sich auf die Ergebnisse der 2. Messreihe. Die Konzentration war naheliegend, da die dominanten Leistungsdichten und Leistungsdichteverteilungen während der Ruhephase 2 und der Ruhephase 3 vergleichbar waren.

Durch einen Vergleich der Grand Averages konnten signifikante Unterschiede zwischen den einzelnen Geräuschvarianten festgestellt werden. Die Analyse der Leistungsdichten konzentrierte sich auf die Elektrodenposition Central-Parietal und Frontal 3. Zwischen Geräuschvariante B und Geräuschvariante E konnten dabei an der Elektrodenposition Frontal 3 signifikante Unterschiede festgestellt werden. An der Elektrodenposition Central-Parietal waren vergleichbare Leistungsdichten ermittelbar. Durch eine Einbindung von Mappingviews wurde deutlich, dass sich die Verteilung der Leistungsdichte am gesamten Cortex insbesondere während Geräuschvariante E einem entspannten Wachzustand annähert. Bei einer Beschallung mit Geräuschvariante B und Geräuschvariante D konnten große Abweichungen der Leistungsdichteverteilung im Vergleich zu einem entspannten Wachzustand ermittelt werden.

Neben den Grand Averages wurden ebenso die Ergebnisse von zwei Versuchspersonen dargestellt. Bei Versuchsperson A konnten signifikante Unterschiede anhand der Leistungsdichten bei der Elektrodenposition Central-Parietal bestimmt werden. Die signifikanten Unterschiede wurden zwischen Geräuschvariante B und Geräuschvariante D sowie zwischen Geräuschvariante B und Geräuschvariante E festgestellt. Bei der Elektrodenposition Frontal 3 waren keine signifikanten Unterschiede ermittelbar. Die Mappingviews deuteten insbesondere bei Geräuschvariante D und Geräuschvariante E auf einen entspannten Wachzustand.

Bei Versuchsperson B konnten tendenziell ähnliche Ergebnisse erfasst werden. Signifikante Unterschiede konnten zwischen den Leistungsdichten der Elektrodenposition Central-Parietal und Frontal 3 während Geräuschvariante E bestimmt werden. Bei Geräuschvariante B und auch bei Geräuschvariante D waren keine signifikanten Unterschiede bestimmbar. Eine Gegenüberstellung der Mappingviews ließ bei Geräuschvariante E auf eine Annäherung an einen entspannten Wachzustand deuten.

Zusammenfassend konnten anhand der Spontan-EEG-Messungen signifikante Unterschiede bei der Beschallung mit den Geräuschvarianten nachgewiesen werden. Damit eignete sich das Verfahren zur Unterscheidung der psychophysiologischen (Geräusch-) Beanspruchung in Folge der ausgewählten akustischen Stimuli.

Eine bimodale Verteilung der Leistungsdichtespektren konnte anhand der Messergebnisse der einzelnen Versuchspersonen nicht bestätigt werden. Damit ist die bimodale Verteilung der

Leistungsdichte der Grand Averages vermutlich der Mittelung der Messergebnisse aller Versuchspersonen und damit der (geringen) Anzahl der Versuchspersonen sowie der unterschiedlichen interindividuellen Messergebnisse geschuldet.

### **EKG-Untersuchung**

Die Herzfrequenz erhöhte sich bei einer Beschallung der Versuchspersonen mit den akustischen Stimuli im Vergleich zum Ruhezustand. Über den Versuchszeitraum wurde ein signifikanter Anstieg der Herzfrequenz anhand der Ruhephasen festgestellt. Während der 1. Messreihe und der 2. Messreihe wurden Ergebnisse mit gegensätzlicher Tendenz ermittelt. Während der 1. Messreihe stiegen die Herzfrequenzen über die Versuchsdauer an. Hingegen sanken die Herzfrequenzen während der 2. Messreihe tendenziell ab. Da in der 2. Messreihe keine signifikanten Unterschiede der Herzfrequenzen festgestellt wurden, ist von einem konstanten Niveau der Herzfrequenz auszugehen. Damit eignet sich die Analyse der Herzfrequenz nicht zur Unterscheidung der psychophysiologischen (Geräusch-) Beanspruchung in Folge der ausgewählten akustischen Stimuli.

### **Subjektive Geräuschwahrnehmung**

Anhand der Befragung wurde festgestellt, dass die Versuchspersonen die Versuchslänge als ausreichend beurteilt haben. Weiterhin wurden die Geräuschvariante D und die Geräuschvariante E angenehmer als Geräuschvariante B und somit den Ausgangszustand wahrgenommen. Geräuschvariante E wurde als besonders angenehmes Geräusch genannt. Als besonders unangenehmes Geräusch wurde Geräuschvariante B beurteilt. Damit kann anhand der subjektiven Wahrnehmung eine Optimierung des Ausgangsgeräusches in Folge der Geräuschmodifikationen bestätigt werden.

Eine eindeutige Wiedererkennung der Geräuschvarianten in der 1. Messreihe und 2. Messreihe war nicht gegeben. Dennoch kann bei einer Zuordnung der Geräuschvarianten zu bestimmten Geräuschquellen eine höhere Wiedererkennung in der 2. Messreihe festgestellt werden. Als Geräuschquellen wurden insbesondere Industrie-, Garten- und Haushaltsgeräte genannt. Eine eindeutige Zuordnung der Geräuschvarianten zu den tatsächlichen Geräuschquellen konnte nicht festgestellt werden.



---

## **8. Diskussion**

### **8.1 Geräuschanregung und -modifikation**

#### **8.1.1 Methoden**

Durch die nach DIN 45635-1 (1984) durchgeführten akustischen Messungen bei vergleichbaren Rahmenbedingungen (u.a. Messhardware, Messsoftware, Messdurchführung, Luftdruck, Lufttemperatur) und anhand der bestimmten Messgenauigkeiten konnten reproduzierbare Ergebnisse realisiert werden. Die Messgenauigkeit der Messtechnik, welche bei  $\pm 1$  dB(A) lag, wurde bei Untersuchungen des Ausgangszustandes nicht überschritten. In Folge von Modifikationen waren vereinzelt größere Schwankungen feststellbar. Die Tendenz der Ergebnisse wurde dadurch nicht beeinflusst.

Neben den Messungenauigkeiten wurden die Messergebnisse auf signifikante Unterschiede (t-Test) überprüft. Damit konnten die Veränderungen zwischen den Messergebnissen während des Ausgangszustandes im Vergleich zu den Messergebnissen während der Modifikationsmaßnahmen überprüft und sichergestellt werden.

Über den Versuchszeitraum konnte eine zeitliche Modifikation bzw. Veränderung der Geräuschemission der Geräuschquellen im Ausgangszustand festgestellt werden. Die über den Versuchszeitraum geringfügig ansteigende Geräuschemission ist vermutlich durch einen Verschleiß begründet (s.u.). Die Ergebnisse der Untersuchungen wurden damit beeinflusst. Zur Ausblendung dieser Fehlerquelle wurde der Ausgangszustand direkt vor einer Modifikationsmaßnahme aufgezeichnet und als Referenz verwendet. Eine Überprüfung des Ausgangszustandes erfolgte jeweils vor und nach den Untersuchungen.

Die Untersuchung der statischen Exzentrizität konnte ebenfalls reproduzierbare Ergebnisse hervorrufen. Insbesondere durch die Messgenauigkeit von  $\pm 5$   $\mu\text{m}$  und einer Messauflösung von 1  $\mu\text{m}$  wurde dies gewährleistet. Die Standardabweichungen der Messungen waren ebenfalls sehr gering und sicherten die Ergebnisse ab.

#### **8.1.2 Ergebnisse**

##### **Geräuschanregung**

Die größte Geräuschemission der untersuchten Geräte wurde überwiegend bei halbvollem Füllstand und maximaler Drehzahl emittiert. Die Geräuschemission betrug bis zu 86,6 dB(A). Die Größenordnung der Geräuschemission war mit Untersuchungen von Jackson et al. (1975) und Spessert et al. (2007) vergleichbar. Jackson et al. (1975) stellte Geräuschemissionen von 40 dB(A) bis 90 dB(A) in einer Küche fest. In Untersuchungen von Spessert et al. (2007) wurden bei den zu untersuchenden Geräten ähnliche Geräuschemissionen und -immissionen festgestellt.

Die drei untersuchten Geräte emittierten eine vergleichbare Geräuschemission, da der Toleranzbereich einer Produktcharge auf  $\pm 2$  dB festgelegt ist (DIN EN 60704-1, 2010). Zusätzlich konnte anhand eines t-Tests festgestellt werden, dass zwischen den einzelnen Produkten

signifikante Unterschiede feststellbar waren. Diese Unterschiede bestätigen eine in Grenzen zulässige Individualität der einzelnen Geräuschquellen.

Ein Betrieb der Geräte mit einem leeren oder einem Viertel gefüllten Füllstand wurde nicht untersucht, um den Geräteverschleiß (in Folge einer zu hohen Drehfrequenz) zu minimieren. Es ist davon auszugehen, dass die Geräuschemission bei zunehmender Drehzahl ansteigt, da ein dominanter Einfluss der Drehfrequenz und deren Vielfachen auf die Geräuschemission festzustellen war. Die Ursache konnte mit einer Unwucht der rotierenden Baukomponenten und einer damit verbundenen zusätzlichen radial gerichteten Unwuchtkraft bzw. Fliehkraft (siehe Formel 10) erklärt werden. Demnach war insbesondere bei einer größeren Drehzahl des Elektromotors mit einer erhöhten schmalbandigen Frequenzkomponente der Drehfrequenz und deren Vielfachen im Frequenzspektrum zu rechnen. Der Einfluss der Drehfrequenz auf eine Unwuchtkraft und somit auch auf die Geräuschemission ist bekannt (Dietz et al., 2000; Müller et al., 2004).

$$F_U = m \cdot \omega^2 \cdot e \quad (10)$$

$F_U$	Unwuchtkraft in N
$m$	Unwuchtmasse in g
$\omega$	Winkelgeschwindigkeit in $s^{-1}$
$e$	Exzentrizität der Unwuchtmasse in mm

Das Füllmedium im Messbehälter hatte hingegen einen untergeordneten Einfluss auf die Geräuschemission. In Folge einer Gegenüberstellung vergleichbarer Betriebszustände war der Einfluss des Füllmediums mit ca. 1 dB erfassbar. Als vergleichbare Betriebszustände konnten der Betrieb mit mittlerer Drehzahl und halbvollem Füllstand sowie mit maximaler Drehzahl und vollem Füllstand angesehen werden. In beiden Betriebszuständen war eine ähnliche Drehfrequenz feststellbar. Der akustisch geringe Einfluss des Füllmediums trifft allerdings nur für das untersuchte Füllmedium (Leitungswasser) zu. Bei einer Verwendung anderweitiger Füllmedien (u.a. Eiswürfel, Nüsse, Obst) werden transiente Geräuschemissionen hervorgerufen. Untersuchungen mit verschiedenen Füllmedien wurden von Sereinig (2010) durchgeführt. Dabei stellten sich insbesondere während der Startphase transiente Geräuschemissionen ein.

Trotz des verwendeten Leitungswassers als Füllmedium schwankte der Schallleistungspegel bei allen untersuchten Geräten um bis zu  $\pm 3$  dB. Eine Erhöhung des Schalldruckpegels um 3 dB kann laut (Schuschke et al., 2002) subjektiv gut wahrgenommen werden. Die Schwankungen des Schallleistungspegels waren in der Rotationsbewegung des Füllmediums begründet, welches zeitlich unterschiedliche (Motor-) Belastungen und damit Drehfrequenzen generierte.

Mittels Bauteilgeräuschanalyse wurde die relativ kleine Bodenpartie als dominante Geräuschquelle mit einem Schallleistungsanteil von etwa 50 % ermittelt. Hier war die Schallintensität maximal, da durch die Lüftungsschlitze Geräusche aus dem Innern des Ständers austreten konnten. Diese „direkte“ Übertragung des auftretenden Luftschalls vom Inneren des Ständers

nach außen ist zu vermeiden, insofern keine Maßnahmen zur Geräuschkämpfung und/oder Geräuschkämpfung vorgesehen sind (Kollmann, 1993; Müller et al., 2004).

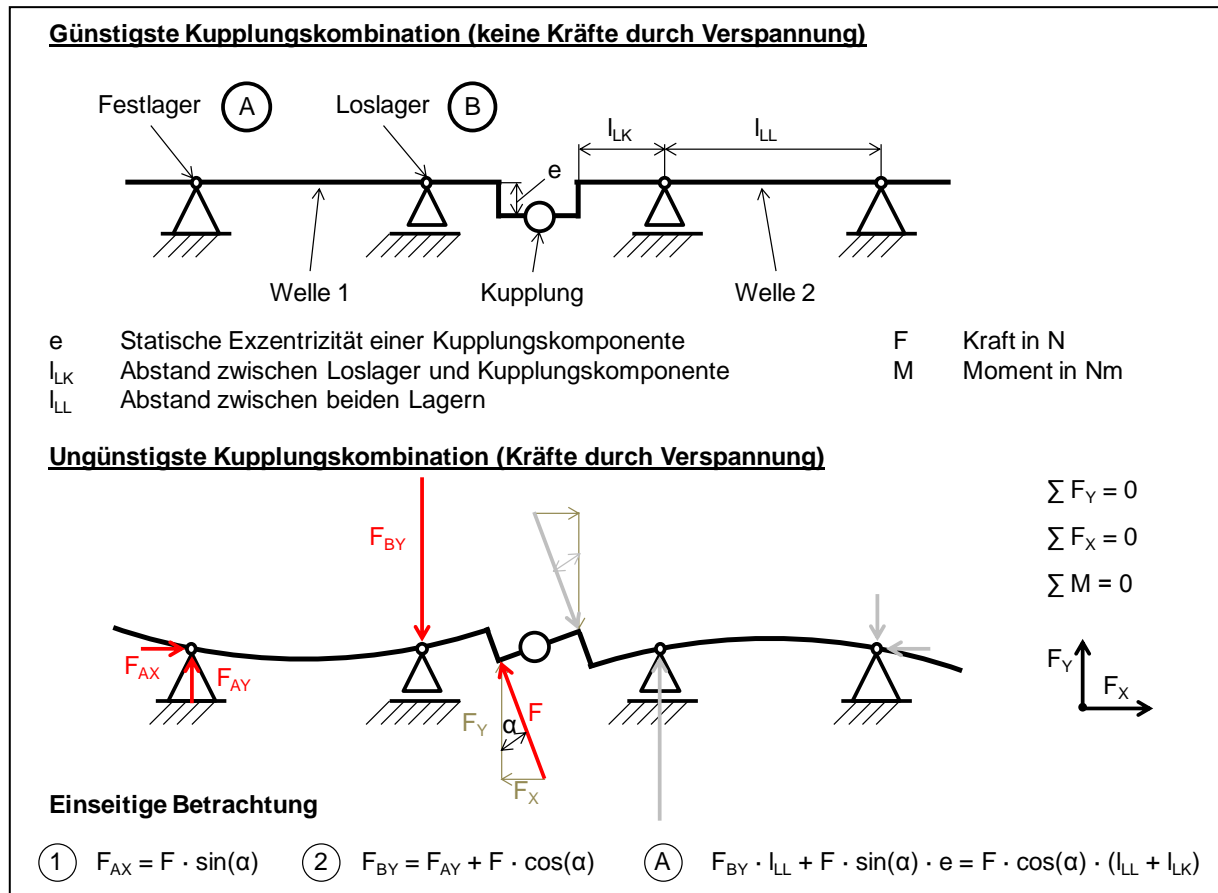
Die Geräuschanregung im Inneren des Ständers ist auf stochastische Wirbelablösungen des Kühlluftstromes und auf stochastische Wirbelablösungen zwischen dem Rotor und Stator zurückzuführen. Durch die Verwendung von Vollpolläufern sind Frequenzanregungen zwischen 800 Hz und 4.000 Hz bekannt (Heckl et al., 1994). Anregungen in diesem Frequenzbereich wurden partiell festgestellt. Dominante periodische Geräuschanregungen in Folge der Geometrie des (Axial-) Lüfters konnten hingegen nicht festgestellt werden. Damit trat die 9. Ordnung der Drehfrequenz im Frequenzspektrum nicht deutlich zum Vorschein. Als Ursache kann die Lüftergeometrie aufgeführt werden, welche keine akustisch relevanten periodischen Wirbelablösungen in Abhängigkeit der Schaufelanzahl generiert. Auf die aerodynamische Auslegung und die Parameter des verwendeten Lüfters (u.a. Liefergrad, Druckzahl) wurde sich in den Untersuchungen nicht konzentriert (Beitz et al., 2007).

Der restliche Schallleistungsanteil von ebenfalls etwa 50 % wurde von den wesentlich größeren Flächen des Messbehälters, des Deckel und des Ständers (ohne Bodenpartie) emittiert. Eine große Abstrahlfläche kann in diesem Fall als Verstärker angesehen werden, da mit größerer Abstrahlfläche die emittierte Schallleistung linear ansteigt (Thomaier, 2008). Zur Verringerung der Geräuschemission sind Entkopplungen von einzelnen Bauteilen dienlich, um die Abstrahlfläche zu reduzieren.

## Geräuschmodifikation

### Schmalbandige Schallanteile

In Folge der akustisch besonders günstigen und ungünstigen Kupplungskombinationen wurden insbesondere die schmalbandigen Schallanteile (Drehfrequenz und deren Vielfachen) beeinflusst. Die Beeinflussung der schmalbandigen Schallanteile konnte anhand einer Modifikation der statischen Exzentrizität erklärt werden. Ursache hierfür waren Verspannungen und Verformungen der Wellen in den Lagern, welche zu zusätzlichen radial gerichteten Lagerkräften führten. Diese Verspannungen in Folge der Kupplungskombination sind nachfolgend schematisch dargestellt (siehe Abbildung 8-1).



**Abbildung 8-1: Schematische Darstellung der akustisch günstigsten und ungünstigsten Kupplungskombination und die daraus resultierenden zusätzlichen Lagerkräfte**

Anhand von Ausgleichsgewichten konnte der Schallleistungspegel der günstigsten Kupplungskombinationen erhöht und der Schallleistungspegel der ungünstigsten Kupplungskombinationen reduziert werden. Dies kann durch eine Verringerung bzw. Erhöhung der Verspannung zwischen beiden Kupplungskomponenten erklärt werden.

Eine Möglichkeit zur Verringerung von Drehzahlschwankungen bzw. die Realisierung eines gleichmäßigeren Motorlaufs wird i.d.R. durch eine Erhöhung des Massenträgheitsmomentes und einer damit verbundenen Erhöhung der Stetigkeit der Bewegung realisiert (Kollmann, 1993; Müller et al., 2004). Die Untersuchungen haben allerdings ergeben, dass ein größeres Massenträgheitsmoment zu einer erhöhten Ausprägung der Drehfrequenz führte. Die Beeinflussung der Drehfrequenz war durch eine Erhöhung der beschleunigten Massen zu begründen (Dietz et al., 2000). Damit waren Modifikationen des Massenträgheitsmomentes unter den vorhandenen Rahmenbedingungen nicht dienlich, um eine Geräuschreduktion zu erzielen. Die Ursache war vermutlich der nicht exakt homogenen Verteilung der Zusatzmassen in der unteren Kupplungskomponente zuzuschreiben.

### Breitbandige Schallanteile

Eine Modifikation der breitbandigen Anregungen erfolgte durch eine Beeinflussung der Lager-schmierung, eine Entkopplung, eine Kapselung, eine Bedämpfung und durch eine zusätzliche

Luftschallabsorption. Diese Modifikationen sind in der Maschinenakustik allgemein bekannte und angewandte Maßnahmen zur Geräuschreduktion (Kollmann, 1993; Müller et al., 2004).

Eine Optimierung des Schmierfilms in einer der drei Lagerstellen führte zu einer Reduktion der Geräuschanregung. Der Schallleistungspegel konnte um bis zu 1 dB reduziert werden. Durch den Versuch konnte damit ein Mangel an Schmierstoff (stellenweise Festkörperberührung, kein zusammenhängender, tragender und dämpfender Schmierfilm), ein ungeeigneter Schmierstoff (zu dünner Schmierfilm) und/oder Verunreinigungen (Schmutzteilchen unterbrechen den Schmierfilm) in der untersuchten Lagerstelle nachgewiesen werden (Dietz et al., 2000).

In Folge einer Entkopplung zum Untergrund konnten insbesondere Pegelreduktionen ab 1 kHz festgestellt werden. Dieser Effekt ist den Eigenschaften der Luftschallabsorber und der Lagerungselemente geschuldet. Durch eine Verwendung von „dickeren“ Luftschallabsorbern und „weicheren“ Lagerungselementen sollten bereits Reduktionen bei tieferen Frequenzen möglich sein (BASF SE, 2014). Bei den verwendeten Materialien konnten Reduktionen des Schallleistungspegels von ca. 3 dB gemessen werden.

Durch eine (Voll-) Kapselung des Ständers konnte eine breitbandige Reduktion des Schalldruckpegels ab 1 kHz realisiert werden. Die Ursache war, wie bereits erwähnt, den Materialeigenschaften des Luftschallabsorbers geschuldet. Auch in diesem Fall würden „dickere“ Luftschallabsorber eine Schalldruckpegelreduktion im tieferen Frequenzbereich ermöglichen (BASF SE, 2014). Mittels einer Verwendung von bspw. „Sandwich“-Aluminiumblechen oder innen eingebundenen Lochblechen ist ein weiteres Reduktionspotential möglich (European Federation of Association of Insulation Contractors, 2006).

Eine Bedämpfung führte zu einer Verringerung der schmalbandigen und insbesondere der breitbandigen Geräuschanregungen. Durch die verwendeten Bitumenmatten konnten Reduktionen des Schallleistungspegels von ca. 3 dB realisiert werden. Die Geräuschreduktion wird primär durch eine Schwingungsdämpfung generiert (Dietz et al., 2000). In Folge „effektiverer“ Bedämpfungsmaterialien sind weitere Geräuschreduktionen möglich.

Mittels Luftschallabsorber, welcher in den Innenraum des Ständers eingebunden wurde, konnten keine signifikanten Geräuschreduktionen nachgewiesen werden. Die nicht signifikanten Geräuschreduktionen sind auf die zu geringen Mengen an Absorbermaterialien zurückzuführen. In Folge einer optimalen Ausnutzung des Bauraums, u.a. zur Verringerung des Gerätevolumens und damit der Materialmengen (und -kosten), war der Platz für einen zusätzlichen Luftschallabsorber begrenzt.

## 8.2 Psychoakustik

### 8.2.1 Methoden

Durch die verwendete Software ArtemiS könnte ein systematischer Fehler zur Bestimmung der psychoakustischen Größen implementiert worden sein. Dies war einerseits durch die einmalige Messung an einer Messposition und durch die Datenkonvertierung der aufgenommenen Geräusche in einer WAVE-Datei möglich. Die generierten Ergebnisse wurden diesbezüglich als qualitative Werte miteinander verglichen. Ein qualitativer Vergleich unter konstanten Rahmenbedingungen ist somit ein probates Mittel, um aussagekräftige Beobachtungen zu ermöglichen.

### 8.2.2 Ergebnisse

Durch die Geräuschmodifikationen Bedämpfung, Entkopplung und Vollkapselung wurden zum Teil deutliche psychoakustische Parametervariationen hervorgerufen. Von Geräuschvariante A bis Geräuschvariante F nahmen die Lautheit und Lautstärke kontinuierlich ab. Diese Ergebnisse decken sich qualitativ mit den Schalldruckpegeln der Geräuschemissionsmessungen. Anhand der Lautheits- und Lautstärkeermittlung ist dieser Zusammenhang allgemein erklärbar (DIN 45631, 1997). Die weiteren psychoakustischen Parameter verhielten sich nicht im Einklang zur Lautheit, Lautstärke und den Schalldruckpegelunterschieden. Diese Erkenntnis ist in der Literatur bekannt (Genuit et al., 2014).

In Folge einer Entkopplung und Vollkapselung mittels Luftschallabsorber wurden insbesondere die hochfrequenten Schallanteile verringert. Damit ist eine Reduktion der Schärfe erklärbar. Demnach sollten die Geräuschvarianten mit geringeren hochfrequenten Anteilen als wenig „scharf“ wahrgenommen werden (Fastl, 1993). In diesen Zusammenhang ist zu erwähnen, dass tieffrequente Geräusche mit gleichem Schalldruckpegel i.d.R. als lästiger wahrgenommen werden im Vergleich zu höherfrequenten Geräuschen (Berglunda et al., 1996).

Durch eine Zusatzmasse wurde die Tonhaltigkeit stark beeinflusst. Damit sollte die Lästigkeit dieser Geräuschvariante im Vergleich zum Ausgangszustand steigen (Salz, 2006). Die Tonhaltigkeit wurde damit hauptsächlich durch die in Folge der Unwucht auftretenden schmalbandigen Komponenten beeinflusst. Bei Geräuschvariante F war aber ebenfalls ein Anstieg der Tonhaltigkeit feststellbar. Der Anstieg der Tonhaltigkeit war auf das geringere Hintergrundrauschen zurückzuführen. Damit wurde das sogenannte „Tone-to-Noise-Ratio“, das Verhältnis zwischen einem Ton und dem Hintergrundgeräusch, beeinflusst (DIN 45681, 2005). Weitere Modifikationsmaßnahmen hatten bei diesen Untersuchungen nur einen untergeordneten Einfluss auf die Tonhaltigkeit.

Die Rauheit konnte mittels einer Zusatzmasse, einer Entkopplung und einer Vollkapselung beeinflusst werden. In Folge einer Zusatzmasse wurde allerdings die Drehfrequenz reduziert, wodurch die Verringerung der Rauheit erklärt werden könnte. Anhand einer Entkopplung und Vollkapselung wurden hauptsächlich die Pegel reduziert. Damit war eine geringe Pegelmodulation als Ursache naheliegend. Eine Frequenzmodulation wurde mittels Entkopplung und Kapselung nicht vorgenommen, da beide Modifikationen zu den sekundären Reduktionsmaßnahmen zählen (Kollmann, 1993; Müller et al., 2004).

Durch eine Bedämpfung konnte die maximale Schwankungsstärke reduziert werden. Insgesamt war allerdings eine einflussreiche und grundsätzlich unterschiedliche Schwankungsstärke nicht feststellbar. Dieser Effekt war damit zu begründen, dass durch die sekundären Reduktionsmaßnahmen (Geräuschvariante A ausgeschlossen) nicht direkt auf die Geräuschanregung Einfluss genommen wurde (Kollmann, 1993; Müller et al., 2004).

### 8.3 Geräuschmatrix

Durch eine Auswahl von drei unterschiedlichen Geräuschvarianten einer ausgewählten Geräuschquelle konnten die Fragestellungen (vgl. Kapitel 1.2) und damit auch die Hypothese (vgl. Kapitel 4) überprüft werden. Aus diesem Grund wurde eine Einbindung weiterer

Geräuschvarianten nicht umgesetzt. Zur Absicherung der Untersuchungsergebnisse wurden die Geräuschvarianten jeweils zweimal in einer Geräuschmatrix eingebracht. In Folge des Aufbaus der Geräuschmatrix erfolgte eine identische Reihenfolge der Beschallung mit den drei Geräuschvarianten. Damit konnten die Messergebnisse abgesichert und insbesondere eine Beeinflussung der zeitlichen Geräuschbeanspruchung abgeleitet werden. Die zeitliche Geräuschbeanspruchung von 15 Minuten war mit weiteren akustischen Untersuchungen vergleichbar (Roque et al., 2013; Staum et al., 2000).

Die drei ausgewählten Geräuschvarianten wurden u.a. hinsichtlich der Geräuschemissionen ausgewählt. Die Geräuschemissionen unterschieden sich um mindestens 3 dB. Damit war ein subjektiv gut wahrnehmbarer Unterschied zwischen den Geräuschvarianten sichergestellt (Schuschke et al., 2002).

### 8.4 Auswahl der Versuchspersonen

Durch die Auswahlkriterien (Tonaudiometrie, Alter, Geschlecht, Händigkeit, Arbeitstätigkeit) und die Befragungen (Fragebogen) wurde eine homogene Personengruppe in die Untersuchungen eingebunden. Damit werden interindividuelle Unterschiede zwischen den Versuchspersonen eingeschränkt. Die Auswahlkriterien und die Befragungen sind bei Untersuchungen mit akustischen Stimuli essential, um für die Personengruppe aussagekräftige Ergebnisse zu erzielen. Vergleichbare Einschränkungen bei der Auswahl von Versuchspersonen sind bekannt, wie u.a. bei Rudel (2007) aufgeführt.

#### Tonaudiometrie

Die Audiogramme der Tonaudiometrie zeigten vergleichbare Ergebnisse bei allen 20 hörgesunden Versuchspersonen. Geringfügige Unterschiede zwischen linkem und rechtem Gehörgang sind vermutlich auf die Reihenfolge des Testablaufes zurückzuführen, da jeweils der rechte Gehörgang zu Beginn getestet worden ist. Im Anschluss erfolgte die Untersuchung des linken Gehörgangs. Einen Einfluss auf die Überprüfung der Hörgesundheit und auf die Folgeuntersuchungen hatte dieser Effekt nicht.

Anhand der Audiogramme der Tonaudiometrie wurden bei vier Versuchspersonen permanente Hörschwellenverschiebungen von größer als 15 dB festgestellt. Die vier Versuchspersonen wurden für die weiteren Untersuchungen ausgeschlossen. Der Ausschluss entsprach einer Quote von 17 %. Das Durchschnittsalter der vier Versuchspersonen lag bei 25,5 Jahren. Die Quote verdeutlicht, dass eine Hörschwellenverschiebung bzw. vermindertes Hörvermögen nicht erst im hohen Alter auftritt. In Veröffentlichungen konnte diese Tendenz bereits festgestellt werden (Hoffmann, 1997; Irion, 1979; Passchier-Vermeer et al., 1998). Die größten Hörschwellenverschiebungen konnten bei einer Frequenz von 6 kHz und 8 kHz ermittelt werden. Die Ergebnisse wurden insbesondere von einer Versuchsperson mit akuten Hörproblemen beeinflusst. Die Versuchsperson mit akuten Hörproblemen bezeichnete sich selbst als hörgesund und hatte bisher im alltäglichen Leben keinerlei Hörprobleme wahrgenommen. Ein operativer Eingriff an beiden Mittelohren fand allerdings (nach Rückfrage) in früher Kindheit statt.

Insgesamt konnte bei den vier Versuchspersonen eine permanente Hörschwellenverschiebung von mindestens 15 dB ab einer Frequenz von 1 kHz festgestellt werden. Typische Hörschäden wie z.B. eine c<sup>5</sup>-Senke (etwa 4 kHz), eine fis<sup>5</sup>-Senke (etwa 6 kHz) oder ein Hochtonhörverlust in Folge einer Presbyakusis konnten durch die geringe Anzahl der Versuchspersonen nicht eindeutig zugeordnet werden (Dieroff, 1994; Guild, 1951; McBride et al., 2001; Schuknecht, 1955).

### Fragebogen

Die Auswertung des Fragebogens zeigte, dass die Beantwortung eine große Vergleichbarkeit der Versuchspersonen zuließ. Lediglich drei Fragen wurden von weniger als 80 % einheitlich beantwortet. Eine dieser Fragestellungen befasste sich mit der Thematik antibiotischer Medikamente. Hintergrund der Fragestellung war ein Zusammenhang zwischen der Einnahme von antibiotischen Medikamenten und daraus hervorgerufenen Hörschäden. Ein Zusammenhang zwischen antibiotischen Medikamenten und Hörschäden ist bekannt (Boettcher et al., 1987; Wersäll et al., 1973). Eine Beeinträchtigung der Hörgesundheit konnte allerdings nicht ermittelt werden. Ähnliches war auch bei der Beantwortung der Fragestellung 4 abzuleiten, welche sich mit Infektionskrankheiten auseinandersetzte.

In Fragestellung 13 wurde nach Hobbies gefragt, welche von den Versuchspersonen als laut wahrgenommen wurden. In diesem Kontext wurden primär Musikveranstaltungen genannt. Dadurch wurde deutlich, dass die Versuchspersonen ungewollt oder auch gewollt lauten Umgebungsbedingungen ausgesetzt sind. Diese Tendenz konnte bereits in weiteren Untersuchungen festgestellt werden (Babisch et al., 1988; Ising et al., 1998; Rebentisch et al., 1996). Trotz dieser Freizeitgestaltung sind Hörschäden nicht zwingend die Folge, da u.a. die Intensität und Dauer der Lärmbelastung ebenfalls von Relevanz ist.

## 8.5 Spontan-EEG-Untersuchung

### 8.5.1 Methoden

Die Vorbereitung der Spontan-EEG-Untersuchungen ist ein sehr zeitaufwendiger Prozess. In Folge der Vorbereitungsprozedur, aber auch mittels der individuellen Versuchspersonen und der individuellen Wahrnehmung sind die aufgenommenen Ergebnisse durch große Standardabweichungen gekennzeichnet. Durch die großen Standardabweichungen der aufgenommenen Messwerte ist eine Analyse mittels t-Tests essential, um repräsentative Ergebnisse in Folge der akustischen Stimuli zu erfassen.

Weiterhin werden die Rohdaten durch verschiedene Filter und Korrekturen bearbeitet. Diese Bearbeitung wurde bei allen Versuchspersonen durchgeführt. Damit wird ein Vergleich der Messergebnisse untereinander sichergestellt. Durch eine Gegenüberstellung (s.u.) der Ergebnisse mit weiteren Publikationen kann eine Überprüfung der Einstellungsparameter realisiert werden.

Zusätzlich wurden die Spontan-EEG-Messungen über das gesamte Messfenster in 4 s-Segmente untergliedert. Anhand dieser Untergliederung, einer anschließenden Selektierung der



Segmente ohne Artefakte und einer darauf aufbauenden Mittelung aller Segmente ohne Artefakt war eine Analyse der Spontan-EEG-Messungen möglich. Eine Betrachtung eines einzelnen Segmentes war in Folge der starken Fluktuation, hervorgerufen durch die sehr hohe Empfindlichkeit der Spontan-EEG-Messung, nicht geeignet.

### 8.5.2 Ergebnisse

#### Ruhephasen

Grundsätzlich konnte anhand der Leistungsspektren ein dominanter Alpha2-Rhythmus während der Ruhephasen festgestellt werden. Dieser Alpha2-Rhythmus deutet auf eine Entspannung (Petsche et al., 1997).

Zusätzlich kann anhand einer Gegenüberstellung der Leistungsdichtespektren eine Verschiebung der dominanten Leistungsdichtefrequenz in den höheren Frequenzbereich und eine Verringerung der absoluten Leistungsdichte über die Versuchsdauer ermittelt werden. Eine Erhöhung der dominanten Leistungsdichtefrequenz und eine Verringerung der dominanten Leistungsdichte kann auf ein erhöhtes zerebrales Aktivationsniveau deuten, da eine Annäherung an den Beta-Rhythmus erfolgt (Rupp, 2009; Zschocke, 2002). Außerdem ist bekannt, dass die Leistung der Alpha-Rhythmus mit dem Arbeitsaufwand proportional umgekehrt abnimmt (Jausovec, 1997; Pfurtscheller et al., 1996). Die Abnahme der Leistungsdichte würde damit erklären, warum mit zunehmender Versuchsdauer (inkl. Geräuschbelastung) die Leistungsdichte des Alpha-Rhythmus sinkt und damit vermutlich während der Ruhephase 1 der größte entspannte Wachzustand festzustellen war. Eine Verringerung der Leistungsdichte des Alpha-Rhythmus wurde auch von Faber et al. (1999) über eine längere Beanspruchungsdauer festgestellt.

Für die weiteren Untersuchungen wurden allerdings die Ruhephase 2 und Ruhephase 3 als Bezug ausgewählt. Diese Auswahl war durch die großen Unterschiede der Leistungsdichte während Ruhephase 1 zu den beiden weiteren Ruhephasen erklärbar. Insbesondere die Leistungsdichteverteilung anhand der Mappingviews hat die Entscheidung begünstigt. Demnach sind bei einem entspannten Wachzustand deutliche Leistungsdichten am occipitalen und parietalen Cortex feststellbar (Lindsley, 1952; Groppe et al., 2013; Rupp, 2009; Zschocke, 2002). Diese Verteilung konnte bei Ruhephase 2 und Ruhephase 3 deutlich erfasst werden. Bei Ruhephase 1 konnten hingegen dominante Leistungsdichten vom occipitalen bis frontalen Cortex bestimmt werden. Diese Leistungsdichteverteilung deutete weniger auf einen entspannten Wachzustand. In Folge der konstanten Einstellungsparameter der Mappingviews war es allerdings möglich, dass die Abweichungen zum entspannten Wachzustand insbesondere während Ruhephase 1 stärker zur Geltung kamen. In diesen Kontext ist auch von Chen et al. (2008) bekannt, dass im entspannten Ruhezustand und bei geschlossenen Augen der Alpha-Rhythmus ebenfalls am frontalen Cortex (u.a. motorischer Cortex, somatosensorischer Cortex) feststellbar ist.

#### Geräuschvarianten

Durch die spezifischen Geräuschvarianten war eine Gegenüberstellung der Ergebnisse mit vergleichbaren Publikationen erschwert. Eine große Anzahl von Publikationen hatte sich

vielmehr mit der Wirkung von Verkehrsgerauschen, Musikstücken, dem Einfluss von Ultraschall, einzelner Signale, einer Folge von Signalen oder verschiedene Rauscharten auf die kortikale Verarbeitung von „normalen“ oder „ausgewählten“ Versuchspersonen während der Schlafphasen, der Ruhe oder einer Tätigkeit befasst (Faber et al., 1999; Levere et al., 1974; Oohashi et al., 2000; Shahin et al., 2010; Yuan et al., 2000). Insbesondere die Wirkung von Lärm auf die Schlafphasen stand im Fokus vieler Untersuchungen (Griefahn, 1985; Nikodem, 1995).

### Grand Averages

Eine Gegenüberstellung der dominanten Leistungsdichte und deren Frequenz an der Elektrodenposition Central-Parietal verdeutlichten während der 2. Messreihe keine tendenziellen Veränderungen. Beide Parameter blieben anhand der Messergebnisse während der Geräuschvarianten in der 2. Messreihe auf einem konstanten und vergleichbaren Niveau. Eine Verlangsamung der Frequenz der dominanten Leistungsdichte, was laut Jacobs et al. (1996) auf eine Entspannung hindeutet, konnte anhand der Grand Averages nicht festgestellt werden. Damit lassen sich anhand der Resultate der Grand Averages an der Elektrodenposition Central-Parietal keine unterschiedlichen Erkenntnisse hinsichtlich des zerebralen Aktivationsniveaus ableiten. Allerdings konnten anhand einer ausgewählten Elektrodenposition am frontalen Cortex signifikante Unterschiede abgeleitet werden. Die Auswahl der Elektrodenposition Frontal 3 beruht auf der Erkenntnis, dass im entspannten Wachzustand am frontalen Cortex große Unterschiede im Vergleich zum occipitalen und parietalen Cortex feststellbar sein sollten (Groppe et al., 2013; Rupp, 2009). Diese großen Unterschiede wurden in Folge einer Beschallung mit Geräuschvariante E erkenntlich. Bei einer Beschallung mit Geräuschvariante B (Ausgangszustand) und mit Geräuschvariante D konnten diese Unterschiede nicht ermittelt werden. Hingegen konnte in Untersuchungen von Flores-Gutiérrez et al. (2007) festgestellt werden, dass bei weißem Rauschen stärkere Aktivierungen am frontalen und centralen Cortex in beiden Hemisphären vorzufinden sind, als bei ausgewählten angenehmen und unangenehmen Musikstücken. Da bei den Geräuschvarianten eher von einem Rauschen als von einem Musikstück ausgegangen werden kann, sind somit Aktivierungen am frontalen und centralen Cortex naheliegend.

### Versuchsperson A

Die Ergebnisse bei Versuchsperson A konnten signifikante Unterschiede zwischen den Leistungsdichten des Alpha-Rhythmus bzw. Alpha2-Rhythmus an der Elektrodenposition Central-Parietal feststellen. In einer Untersuchung von Yuan et al. (2000) wurde ebenfalls der Einfluss von akustischen Stimuli auf den Alpha-Rhythmus analysiert. Signifikante Reduktionen der Leistungsdichte des Alpha-Rhythmus konnten in Folge eines akustischen Stimulus erfasst werden. Damit könnte die deutliche Reduktion des Alpha-Rhythmus während der Beschallung mit Geräuschvariante B erklärt werden. Weiterhin konnten in Untersuchungen von Yuan et al. (2000) individuelle Unterschiede zwischen den Versuchspersonen festgestellt werden. Diese Tendenz konnte ebenfalls durch einen Vergleich zwischen Versuchsperson A mit den Ergebnissen der Grand Averages und den Ergebnissen der Versuchsperson B beobachtet werden.

Anhand der Mappingviews wurden an den occipitalen und parietalen Cortex deutlich dominante Leistungsdichten festgestellt. Diese Verteilung der Leistungsdichten am Cortex unter Anwen-

dung der modifizierten Geräuschvarianten lassen auf einen entspannten Wachzustand schließen (Lindsley, 1952; Rupp, 2009; Zschocke, 2002). Bei der Geräuschvariante B konnten insbesondere während der 1. Messreihe dominante Leistungsdichten am frontalen Cortex ermittelt werden. Die Unterschiede der Leistungsdichteverteilung lassen demnach nicht auf einen entspannten Wachzustand schließen.

### Versuchsperson B

Bei Versuchsperson B konnten ebenfalls signifikante Unterschiede anhand der Leistungsdichtedifferenzen zwischen dem frontalen und parietalen Cortex festgestellt werden. Die signifikanten Unterschiede wurden bei Geräuschvariante D und bei Geräuschvariante E erkenntlich. Damit deuten die Ergebnisse während der beiden genannten Geräuschvarianten auf einen entspannteren Wachzustand im Vergleich zu Geräuschvariante B (Lindsley, 1952; Rupp, 2009; Zschocke, 2002).

Durch die Spontan-EEG-Messungen und die unterschiedlichen Versuchspersonen wurden insbesondere bei Versuchsperson B deutlich größere Messergebnisse im Vergleich zu den weiteren Versuchspersonen erfasst. Diese interindividuellen Unterschiede sind bekannt, wie u.a. eine Untersuchung von Kabuto et al. (1993) zeigt. Allerdings sind die qualitativen Ergebnisse vergleichbar mit den Ergebnissen der Versuchsperson A und den Ergebnissen der Grand Averages.

## **8.6 EKG-Untersuchung**

### **8.6.1 Methoden**

Die Aufnahme und Gegenüberstellung der Herzfrequenzen anhand der EKG-Messungen ist ein sehr einfaches und wenig fehlerbehaftetes Verfahren. Durch die parallele Nutzung der Hard- und Software zur Umsetzung der Spontan-EEG-Messungen wird zudem ein Vergleich zwischen beiden Messverfahren ermöglicht.

Durch eine Gegenüberstellung der Messergebnisse fallen insbesondere die großen Standardabweichungen um die Mittelwerte auf. Diese z.T. deutlichen Standardabweichungen sind den interindividuellen Versuchspersonen geschuldet. Zur Gegenüberstellung der Herzfrequenzen während der Geräuschmatrix wurden diesbezüglich die signifikanten Unterschiede mittels t-Tests verwendet. Dadurch konnten vergleichbare Veränderungen bei allen Versuchspersonen anhand von Differenzen ermittelt werden. Der t-Test war damit zur Ermittlung von signifikanten Unterschieden während der Ruhephasen und Geräuschvarianten von Relevanz.

### **8.6.2 Ergebnisse**

#### **Ruhephasen**

Allgemein befindet sich eine normale bzw. entspannte Herzfrequenz während einer Ruhephase zwischen  $60 \text{ min}^{-1}$  –  $70 \text{ min}^{-1}$  (Bob et al., 2009). Die gemittelten Herzfrequenzen der Versuchspersonen lagen während der Ruhephasen innerhalb des genannten Frequenzbereiches. Im

Detail wurde bei Ruhephase 1 eine Herzfrequenz von  $65,1 \text{ min}^{-1} \pm 6,4 \text{ min}^{-1}$ , bei Ruhephase 2 eine Herzfrequenz von  $66,3 \text{ min}^{-1} \pm 8,1 \text{ min}^{-1}$  und bei Ruhephase 3 eine Herzfrequenz von  $67,3 \text{ min}^{-1} \pm 7,7 \text{ min}^{-1}$  festgestellt. Damit deuten die Herzfrequenzen während der Ruhephasen auf einen normalen bzw. entspannten Wachzustand (Bob et al., 2009).

Allerdings konnte ein Anstieg der Herzfrequenz über den Versuchszeitraum festgestellt werden. Eine Reduktion der Herzfrequenz während der Ruhephase 2 oder Ruhephase 3 auf die Herzfrequenz während Ruhephase 1 erfolgte nicht. Die Erhöhung der Herzfrequenz war vermutlich der kurzen Ruhephasen von jeweils einer Minute geschuldet. Eine vollständige Reduktion auf die Herzfrequenz der Ruhephase 1 bedarf es demnach einer längeren Pause. Ähnliche Ergebnisse wurden auch von Frerich (2012) ermittelt, welcher u.a. den Einfluss von Vorbeifahrtsmessungen sowie der vorher- und nachhergehenden Ruhephase auf die Herzfrequenz untersuchte. Die Herzfrequenzen wiesen in der nachhergehenden Ruhephase eine höhere Frequenz auf als in der vorhergehenden Ruhephase.

### Geräuschvarianten

In Folge einer Beschallung mit den drei Geräuschvarianten erfolgte eine Beeinflussung der psychophysiologischen Beanspruchung. Damit einher stieg die Herzfrequenz im Vergleich zu den Ruhephasen signifikant an. Durch die speziellen Geräuschvarianten bzw. Stimuli war ein Vergleich der generierten Ergebnisse mit anderen Publikationen, wie bereits erwähnt, erschwert. Trotzdem deckten sich die Ergebnisse mit bereits publizierten Untersuchungsergebnissen, wonach die Herzfrequenz in Folge einer Lärmbelastung ansteigt (Dudek et al., 1991; Marcellini et al., 2003; Tzaneva et al., 2001). Dieses Ergebnis wurde ebenso von Parrot et al. (1992) festgestellt, welcher bei Untersuchungen mit Verkehrslärm und rosa Rauschen einen Anstieg der Herzfrequenz während der Geräuschbelastung ermittelte. Gegensätzliche Ergebnisse von Scheidt et al. (1986), wie z.B. eine gleichbleibende oder teilweise erniedrigte Herzfrequenz unter Lärmeinfluss, konnten nicht bestätigt werden. Durch die Reduktion der Herzfrequenz in den Ruhephasen nach einer Beschallung kann von einer geringeren psychophysiologischen Beanspruchung und somit von einer geringeren Vigilanz ausgegangen werden.

Die ermittelten Herzfrequenzen waren unter Anwendung der jeweiligen Geräuschvarianten sowie bei beiden Messreihen nicht identisch. Unter Berücksichtigung der signifikanten Unterschiede war, zumindest in der 2. Messreihe, von einer vergleichbaren Herzfrequenz während der Beschallung mit den drei Geräuschvarianten auszugehen. Damit war eine Unterscheidung der Geräuschvarianten hinsichtlich der Herzfrequenz als Kriterium für die psychophysiologische Beanspruchung nicht möglich. Dieses Ergebnis deckt sich mit Untersuchungen von Di Nisi et al. (1990), welcher anhand von verschiedenen Geräuschtypen keine Unterschiede anhand der Herzfrequenz feststellen konnte. Gegensätzliche Untersuchungsergebnisse sind aber auch hierzu bekannt. In einer Untersuchung von Schwarze et al. (1993) konnte gezeigt werden, dass Geräuschquellen mit unterschiedlichem Informationsgehalt (z.B. verschiedene Industrielärmgeräusche) zu verschiedenen Reaktionsstärken der zentralnervösen Aktivierung trotz gleicher Lautstärke führen können. Ähnliche Ergebnisse sind auch bei Verkehrsgeräuschen und deren Zusammensetzung bekannt (Gjestland, 1987).

### 8.7 Subjektive Geräuschwahrnehmung

Die Geräuschvariante B wurde von den Versuchspersonen als besonders unangenehm im Vergleich zu Geräuschvariante D und Geräuschvariante E wahrgenommen. Im Gegensatz dazu wurde Geräuschvariante E als besonders angenehme Geräuschvariante, im Vergleich zu den beiden weiteren Geräuschvarianten, beurteilt. Geräuschvariante D wurde überwiegend angenehmer als Geräuschvariante B und unangenehmer als Geräuschvariante E bewertet. Die Ergebnisse der subjektiven Befragung stehen im Einklang mit den messtechnisch erfassten Schalldruckpegeln. Demnach sollte bei einer Schalldruckpegeldifferenz von fast 10 dB die Geräuschwahrnehmung als beinahe halb so laut wahrgenommen werden (Radon et al., 2007). Zwischen der Geräuschvariante B und Geräuschvariante E waren Schalldruckpegeldifferenzen von ca. 9 dB feststellbar. Zwischen Geräuschvariante B und Geräuschvariante D waren Schalldruckpegeldifferenzen von 4 dB erfassbar. Eine Schalldruckpegeldifferenz von 3 dB wird als subjektiv gut wahrnehmbar bezeichnet (Schuschke et al., 2002).

Zusätzlich sank die Lautheit von Geräuschvariante B zu Geräuschvariante E ab. Mit geringerer Lautheit und gleicher bis geringerer Schärfe (subjektiv weniger aggressiv) werden die modifizierten Geräuschvarianten als angenehmer wahrgenommen (Fastl, 1993). Diese Tendenz wird ebenfalls anhand der subjektiven Geräuschwahrnehmung bestätigt. Insbesondere der Zusammenhang zwischen der Lautheit bzw. der Lautstärke und der subjektiven Einordnung der Geräuschvarianten bestätigt bekannte Tendenzen (Zwicker et al., 1990).

In Folge einer Reduktion der Tonhaltigkeit, der Rauheit (weniger unangenehm) und der Schwankungsstärke (weniger störend) im Vergleich zum Ausgangszustand stieg ebenfalls das Wohlempfinden der modifizierten Geräuschvariante D und Geräuschvariante E an. Dieses Ergebnis steht ebenso in Einklang mit weiteren Veröffentlichungen (Möser, 2010; Salz, 2006; Terhardt, 1968).

Neben angenehmen und unangenehmen Geräuschen befasste sich auch eine Vielzahl von Veröffentlichungen mit der Lästigkeit von Geräuschen. Hierzu konnte Wiest (2013) feststellen, dass insbesondere die Lautheit, gefolgt von der Schwankungsstärke, für die Lästigkeit von Relevanz ist. Eine Kategorisierung allerdings anhand der Untersuchungsmethodik nicht realisiert werden.

### 8.8 Limitationen

Der Versuchsablauf und die Versuchsauswertung führten zu bestimmten Limitationen. Diese werden nachfolgend aufgeführt:

- Die Untersuchungen beschränkten sich auf lediglich ein Gerät zur Lebensmittelverarbeitung. Damit lassen sich die Ergebnisse der Geräuschreduktionsmaßnahmen nicht direkt auf weitere Geräte dieser Sparte anwenden, da unterschiedliche Geräte auch unterschiedliche Geräuschanregungen aufweisen können.
- Die experimentellen Geräuschmodifikationsmaßnahmen beschränkten sich auf einfache, schnell realisierbare und kostengünstige Variationen. Damit werden nicht alle theoretisch machbaren Geräuschreduktionsmaßnahmen in dieser Arbeit realisiert.
- Die Versuchspersonen hatten während der Untersuchungen die Augen geschlossen und haben die Geräusche auf sich wirken lassen. In einer realen Umgebung und unter Verwendung der Geräte ist diese Ausgangsbedingung für gewöhnlich nicht anzufinden.
- Nach der Durchführung der Spontan-EEG- und EKG-Messungen hat sich ein Datensatz anhand von Artefakten als nicht auswertbar herausgestellt. Diese Einschränkung hat sich erst bei der Datenauswertung ergeben. In Folge einer Aufgeregtheit und/oder Unruhe sowie daraus resultierenden Bewegungen sind die Messdaten nicht auswertbar.
- Die Anhand der Untersuchungen festgestellten Ergebnisse gelten für eine definierte Versuchspersonengruppe. Unterschiede zu anderen Versuchspersonen sind damit nicht auszuschließen.

---

## 9. Schlussfolgerung und Ausblick

In der vorliegenden Dissertation wurde die aufgestellte Hypothese *„Mit einfachen Maßnahmen der Technischen Akustik lässt sich das Niveau der psychophysiologischen Beanspruchung durch Lebensmittel verarbeitende Geräte signifikant senken.“* mittels empirischer Methoden geprüft. Dabei konnte die Hypothese nicht widerlegt werden. Demnach konnten in Folge einfacher und kostengünstiger Modifikationen die Geräuschemissionen von kleinen, elektromotorisch angetriebenen Lebensmittel verarbeitenden Geräten beeinflusst und die Veränderungen anhand der psychophysiologischen Beanspruchung objektiv erfasst werden. Signifikante Unterschiede der Perzeption durch Probanden wurden bei einer Beschallung mit dem Ausgangsgeräusch und einer optimierten Geräuschvariante festgestellt. Diese signifikanten Unterschiede wurden anhand von Spontan-EEG-Messungen und damit anhand des zerebralen Aktivationsniveaus weiter analysiert. Damit lässt sich festhalten, dass sich die Analyse der psychophysiologischen Beanspruchung anhand des zerebralen Aktivationsniveaus unter den vorhandenen Rahmenbedingungen zur Überprüfung der Wirksamkeit von Maßnahmen zur Geräuschreduktion eignet. Parallel zu dem zerebralen Aktivationsniveau wurde auch die Vigilanz anhand der Herzfrequenz während einer Beschallung mit unterschiedlichen Geräuschvarianten untersucht. Dabei konnten keine signifikanten Unterschiede ermittelt werden. Somit eignet sich eine Analyse der Herzfrequenz nicht, um Maßnahmen zur Geräuschoptimierung objektiv zu überprüfen.

Als besonders einfache Maßnahmen zur Geräuschoptimierung haben sich eine (Voll-) Kapselung, Entkopplung, Bedämpfung und eine Optimierung der Lagerschmierung bewährt. In Kombination der Maßnahmen wurden Pegelreduktionen von fast 10 dB realisiert. Eine Pegelreduktion von 10 dB entspricht etwa einer halbierten Geräuschwahrnehmung. Zusätzlich konnte der Einfluss der Unwucht indirekt analysiert werden. Durch eine Optimierung der Massenungleichheiten sind noch weitere nicht unwesentliche Pegelreduktionen möglich.

Anhand der psychophysiologischen Beanspruchung wurden insbesondere bei einem Vergleich zwischen Geräuschvariante B (Ausgangszustand) und Geräuschvariante E (entkoppeltes und bedämpftes Gerät) signifikante Unterschiede anhand der Grand Averages deutlich. Ein Vergleich zwischen den Ergebnissen bei Geräuschvariante D (bedämpftes Gerät) und Geräuschvariante B zeigten hingegen nur geringfügige Unterschiede. Damit kann in Bezug auf die Geräuschemission ein deutlicher Unterschied anhand der psychophysiologischen Geräuschbeanspruchung ab einer Pegeldifferenz von 8 dB abgeleitet werden. Bei einer Pegeldifferenz von 5 dB waren keine deutlichen Unterschiede ermittelbar.

In Bezug auf die psychoakustischen Parameter führte insbesondere eine deutlich geringere Lautheit und Lautstärke zu signifikanten Unterschieden bei der psychophysiologischen Geräuschbeanspruchung. Die Tonhaltigkeit, Schärfe, Rauheit und Schwankungsstärke schienen bei diesen speziellen Geräuschvarianten einen untergeordneten Einfluss zu spielen, da sich diese Parameter in Folge der Geräuschmodifikationen nur geringfügig änderten.

Anhand der empirisch untersuchten Geräuschmodifikationen und unter Berücksichtigung der psychophysiologischen Beanspruchung sowie der physikalischen und psychoakustischen Parameter lassen sich damit folgende Handlungsempfehlungen ableiten. Maßnahmen zur Geräuschmodifikation sind zu favorisieren, welche eine Schalldruckpegelreduktion von mehr als

5 dB hervorrufen und/oder eine deutlich geringere Lautheit sowie Lautstärke aufweisen. Als mögliche Modifikationsmaßnahmen bieten sich eine (Voll-) Kapselung oder eine Kombination aus Bedämpfung und Entkopplung an. Die Modifikationsmaßnahmen könnten dabei „lokal“ auf den Ständer konzentriert sein, da dieser mit dem Elektromotor eine dominante Geräuschquelle darstellt. Denkbar sind in diesem Zusammenhang u.a. eine Entkopplung des Elektromotors vom Ständergehäuse, eine Bedämpfung der Innenflächen des Ständers oder eine (falls möglich) (Voll-/Teil-) Kapselung des Elektromotors im Ständer.

Neben den sekundären Maßnahmen zur Geräuschreduktion kann ebenfalls durch eine Verringerung einer zusätzlichen Unwuchtkraft eine nicht zu vernachlässigende Pegelreduktion realisiert werden. Die zusätzliche Unwuchtkraft kann u.a. durch ein Feinauswuchten, eine verbesserte Fertigung bzw. einen erhöhten Fertigungsaufwand, oder durch eine verringerte Drehzahl des Elektromotors vermindert werden. In Folge von Verspannungen in den Kupplungskomponenten können außerdem weitere zusätzlich radial gerichtete Lagerkräfte auftreten. Die Verspannungen können ebenfalls durch eine verbesserte Fertigung bzw. einen erhöhten Fertigungsaufwand minimiert werden.

Durch die Einbindung der aufgestellten Handlungsempfehlungen in die Weiterentwicklung der derzeitigen Modelle kann ein Beitrag zur Erhöhung des Geräuschkomforts und zur Reduktion der Geräuschbelastung im privaten Haushalt realisiert werden. Da in Zukunft die Geräuschbeanspruchung in Folge einer steigenden Lebensqualität immer mehr an Bedeutung gewinnen wird, steigt die Relevanz der psychophysiologischen Untersuchungsmethoden im Allgemeinen und die Ableitung von Handlungsempfehlungen im exemplarischen Anwendungsbeispiel.



---

## Literaturverzeichnis

- Agelink, M. W., Malessa, R., Baumann, B., Majewski, T., Akila, F., Zeit, T. und Ziegler, D. 2001.** Standardized Tests of Heart Rate Variability: Normal Ranges Obtained from 309 Healthy Humans, and Effects of Age, Gender, and Heart Rate. *Clinical Autonomic Research*. 11, 2001, S. 99-108.
- Altinsoy, E. 2013.** Untersuchungen zur Entwicklung eines europäischen Sound-Labels für Haushaltsgeräte – Psychoakustische Aspekte und Herausforderungen. *Zeitschrift für Lärmbekämpfung*. 2013, 5, S. 192-198.
- Alvarsson, J. J., Wiens, S. und Nilsson, M. E. 2010.** Stress recovery during exposure to nature sound and environmental noise. *International Journal of Environmental Research and Public Health*. 2010, 7, S. 1036-1046.
- Argalášová-Sobotová, L., Lekaviciute, J., Jeram, S., Ševčíková, L. und Jurkovicová, J. 2013.** Environmental noise and cardiovascular disease in adults: Research in Central, Eastern and South-Eastern Europe and Newly Independent States. *Noise & Health*. 2013, 15, S. 22-31.
- Ashmore, J. F. 2008.** Cochlear outer hair cell motility. *Physiological Reviews*. 2008, 88, S. 173-210.
- Aures, W. 1985.** Ein Berechnungsverfahren der Rauigkeit. *Acta Acustica*. 1985, 58, S. 268-281.
- Ausborn, J. 2008.** *Stressverarbeitung bei männlichen und weiblichen Tinnituspatienten - Eine klinisch-experimentelle Untersuchung*. München : Dissertation, 2008.
- Babisch (A), W. 2000.** Gesundheitliche Wirkungen von Umweltlärm. *Zeitschrift für Lärmbekämpfung*. 2000, 47, S. 95-102.
- Babisch (B), W. 2000.** Traffic Noise and Cardiovascular Disease: Epidemiological Review and Synthesis. *Noise & Health*. 2000, 2, S. 9-32.
- Babisch, W. 2002.** The noise/stress concept, risk assessment and research needs. *Noise & Health*. 2002, 16, S. 1-11.
- Babisch, W., Elwood, P. C. und Ising, H. 1992.** Zur Rolle der Umweltepidemiologie in der Lärmwirkungsforschung: Verkehrslärm als Risikofaktor für Herzinfarkt. *Bundesgesundheitsblatt*. 1992, 3, S. 130-133.
- Babisch, W., Ising, H. und Dziombowski, D. 1988.** Einfluß von Diskothekbesuchen und Musikhörgewohnheiten auf die Hörfähigkeit von Jugendlichen. *Zeitschrift für Lärmbekämpfung*. 1988, 35, S. 1-9.
- BASF SE. 2014.** Plasticsportal. [Online] BASF SE, 28. Juli 2014. [Zitat vom: 28. Juli 2014.] <http://www.plasticsportal.net>.
- Bathelt, H. 2010.** Messung und Analyse. [Buchverf.] K. Genuit. *Sound Engineering im Automobilbereich*. Berlin : Springer Verlag, 2010.
- Beckmann, H.-W., Draier, R., von Estorff, O., Klamt, K., Markiewicz, M. und Zaleski, O. 2004.** *Modellierung eines Waschautomaten für vibroakustische Untersuchungen*. Dresden : International Congress on FEM Technology, 2004.
- Beitz, W. und Küttner, K.-H. 2007.** *Dubbel - Taschenbuch für den Maschinenbau*. Berlin : Springer Verlag, 2007.

- Berger, H. 1930.** Über das Elektrenkephalogramm des Menschen. *Journal für Psychologie und Neurologie*. 1930, 2, S. 160-179.
- Berglunda, B. und Hassmen, P. 1996.** Effects of Low-Frequency Noise. *Acoustical Society of America*. 1996.
- Berufsgenossenschaft der Feinmechanik und Elektrotechnik. 2005.** *Unfallverhütungsvorschrift Lärm*. Köln : Berufsgenossenschaft der Feinmechanik und Elektrotechnik, 2005.
- BI-Queichtal. 2006.** <http://www.bi-queichtal.de/Bilder/Image13.gif>. [Online] 9. Februar 2006. [Zitat vom: 29. Juli 2013.]
- Blauert, J. 1974.** *Räumliches Hören*. Stuttgart : Hirzel Verlag, 1974.
- Bob, K. und Bob, A. 2009.** *Physiologie*. Stuttgart : Thieme Verlag, 2009.
- Boettcher, F. A., Henderson, D., Gratton, M. A., Danielson, R. W. und Byrne, C. D. 1987.** Synergistic interactions of noise and other ototraumatic agents. *Ear Hear.* 1987, 8, S. 192-212.
- Bortz, J. 2005.** *Statistik: Für Human- und Sozialwissenschaftler*. Berlin : Springer Verlag, 2005.
- Bösel, R. 1992.** Slow alpha in the EEG power spectrum as an indicator for conceptual arousal. *Zeitschrift für experimentelle und angewandte Psychologie*. 1992, 39, S. 372-395.
- Bösel, R., Mecklinger, A. und Stolpe, R. 1990.** Changes in spontaneous EEG activity indicate a special kind of information processing in concept learning. *Biological Psychology*. 1990, 31, S. 257-69.
- Boucsein, W. 1988.** *Elektrodermale Aktivität. Grundlagen, Methoden und Anwendungen*. Berlin : Springer Verlag, 1988.
- Brain Products GmbH. 2006.** *Brain Vision Analyzer Benutzerhandbuch Version 1.05*. Gilching : Brain Products GmbH, 2006.
- Breneman, K. D., Brownell, W. E. und Rabbitt, R. D. 2009.** Hair Cell Bundles: Flexoelectric Motors of the Inner Ear. *PLoS ONE*. 2009.
- Brodmann, K. 1909.** *Vergleichende Lokalisationslehre der Grosshirnrinde. In ihren Prinzipien dargestellt auf Grund des Zellenbaues*. Leipzig : Johann Ambrosius Barth Verlag, 1909.
- Brüel & Kjær GmbH. 2002.** *Schallintensität*. Nærum : Brüel & Kjær GmbH, 2002.
- Brümmer, V., Schneider, S., Strüder, H. K. und Askew, C. D. 2011.** Primary motor cortex activity is elevated with incremental exercise intensity. *Neuroscience*. 2011, 181, S. 150-162.
- Bundesministerium der Justiz und für Verbraucherschutz. 2007.** Verordnung zum Schutz der Beschäftigten vor Gefährdungen durch Lärm und Vibrationen. Berlin : Bundesministerium der Justiz und juris GmbH, 2007.
- Carolus, T. 2013.** *Konstruktive Geräuschminderungsmaßnahmen - Aerodynamischer Entwurf, Schallvorhersage, Konstruktion*. Berlin : Springer Verlag, 2013. S. 117-133.
- Cassidy, T. 1997.** *Environmental Psychology: Behaviour and Experience in Context*. New York : Psychology Press Ltd., 1997.

- Chen, A. C. N., Feng, W., Zhao, H., Yin, Y. und Wang, P. 2008.** EEG default mode network in the human brain: Spectral regional field powers. *NeuroImage*. 2008, 41, S. 561-574.
- Di Nisi, J., Muzet, A., Ehrhart, J. und Libert, J. P. 1990.** Comparison of Cardiovascular Response to Noise during waking and sleeping in Humans. *Sleep*. 1990, 13, S. 108-120.
- Dieroff, H.-G. 1994.** *Lärmschwerhörigkeit*. Jena, Stuttgart : Gustav Fischer Verlag, 1994.
- Dietz, P. und Gummersbach, F. 2000.** *Lärmarm konstruieren XVIII - Systematische Zusammenstellung maschinenakustischer Konstruktionsbeispiele*. Bremerhaven : Wirtschaftsverlag NW Verlag für neue Wissenschaft GmbH, 2000.
- DIN 45631. 1997.** Berechnung des Lautstärkepegels und der Lautheit aus dem Geräuschspektrum - Verfahren nach E. Zwicker - Änderung 1: Berechnung der Lautheit zeitvarianter Geräusche. Berlin : Beuth Verlag GmbH, 1997.
- DIN 45635-1. 1984.** Geräuschmessung an Maschinen; Luftschallemission, Hüllflächen-Verfahren; Rahmenverfahren für 3 Genauigkeitsklassen. Berlin : Beuth Verlag GmbH, 1984.
- DIN 45645-1. 1996.** Ermittlung von Beurteilungspegeln aus Messungen - Teil 1: Geräuschimmissionen in der Nachbarschaft. Berlin : Beuth Verlag GmbH, 1996.
- DIN 45681. 2005.** Akustik - Bestimmung der Tonhaltigkeit von Geräuschen und Ermittlung eines Tonzuschlages für die Beurteilung von Geräuschimmissionen. Berlin : Beuth Verlag GmbH, 2005.
- DIN 45692. 2009.** Messtechnische Simulation der Hörempfindung Schärfe. Berlin : Beuth Verlag GmbH, 2009.
- DIN 55350-11. 1995.** Begriffe zum Qualitätsmanagement – Teil 11: Ergänzung zu DIN EN ISO 9000:2005. Berlin : Beuth Verlag GmbH, 1995.
- DIN EN 60645-1. 2002.** Akustik - Audiometer - Teil 1: Reinton-Audiometer (IEC 60645-1:2001). Berlin : Beuth Verlag GmbH, 2002.
- DIN EN 60704-1. 2010.** Elektrische Geräte für den Hausgebrauch und ähnliche Zwecke - Prüfverfahren für die Bestimmung der Luftschallemission - Teil 3: Verfahren zur Bestimmung und Nachprüfung angegebener Geräuschemission. Berlin : Beuth Verlag GmbH, 2010.
- DIN EN 60942. 2003.** Elektroakustik - Schallkalibratoren. Berlin : Beuth Verlag GmbH, 2003.
- DIN EN 61672-1. 2014.** Elektroakustik - Schallpegelmesser - Teil 1: Anforderungen (IEC 61672-1:2013); Deutsche Fassung EN 61672-1:2013. Berlin : Beuth Verlag GmbH, 2014.
- DIN EN ISO 3744. 2011.** Bestimmung der Schallleistungs- und Schallenergiepegel von Geräuschquellen aus Schalldruckmessungen. Berlin : Beuth Verlag GmbH, 2011.
- DIN ISO 226:2006-04. 2006.** Akustik - Normalkurven gleicher Lautstärkepegel. Berlin : Beuth Verlag GmbH, 2006.
- Dreyer, D., Petersen, S. und von Estorff, O. 2006.** Effectiveness and Robustness of Improved Infinite Elements for Exterior Acoustics. *Computer Methods in Applied Mechanics and Engineering*. 2006, 195, S. 3591-3607.

- Drèze, C. 2001.** Histoire de la médecine – Charcot 1825-1893. *Louvain Médical*. 2001.
- Dudek, B., Marszał-Wisniewska, M., Merecz-Kot, D., Sulkowski, W. und Bortkiewicz, A. 1991.** Effects of noise on cognitive processes of individuals in a laboratory experiment. *Polish journal of occupational medicine*. 1991, 4, S. 269-79.
- Dumermuth, G., Gasser, T. und Lange, B. 1975.** Aspects of EEG analysis in the frequency domain. [Buchverf.] G. Dolce und H. Künkel. *CEAN-Computerized EEG Analysis*. Stuttgart : Gustav Fischer Verlag, 1975, S. 429-457.
- Eckert, S. 2006.** 100 Jahre Blutdruckmessung nach Riva-Rocci und Korotkow: Rückblick und Ausblick. *Journal für Hypertonie*. 2006, 10, S. 7-13.
- Eisenhardt, T. 2008.** *Mensch und Umwelt: Die Wirkungen der Umwelt auf den Menschen*. Frankfurt : Peter Lang, 2008.
- Esperer, H. D. 1994.** Physiologische Grundlagen und pathologische Aspekte der Herzfrequenzvariabilität beim Menschen. *Herzschrittmachertherapie + Elektrophysiologie*. 5, 1994, S. 1-10.
- European Federation of Association of Insulation Contractors. 2006.** Akustik in der Industrie. Darlington : FESI-Dokument, 2006. 46.
- Faber, J., Srutová, L., Pilarová, M., Vucková, Z., Böhmová, D. und Dobosová, L. 1999.** EEG spectrum as information carrier. *Sbornik Lekarsky*. 1999, S. 191-204.
- Fastl, H. 2002.** *Psychoacoustics and Sound Quality*. Bochum : Deutsche Gesellschaft für Akustik, 2002.
- Fastl, H. 2007.** *Psychoacoustics, Sound Quality And Music*. Istanbul : Internoise, 2007.
- Fastl, H. 1993.** *Psychoakustik II. Beitrag zum Tagungsband des internationalen Seminars: Psychoakustik – Gehörbezogene Lärmbewertung, im Kongreßzentrum Innsbruck-Igls*. Innsbruck : Österreichischer Arbeitsring für Lärmbekämpfung, 1993.
- Fastl, H. 1998.** Psychoakustische Methoden. [Buchverf.] J. W. Steiner und M. T. Kalivoda. *Taschenbuch der Angewandten Psychoakustik*. Wien : Springer Verlag, 1998, S. 125-148.
- Fastl, H. 1977.** Roughness and temporal masking patterns of sinusoidally amplitude modulated broadband noise. *Psychophysics and Physiology of Hearing*. 1977, S. 403-414.
- Fastl, H. und Zwicker, E. 2007.** *Psychoacoustics - Facts and Models*. Berlin, Heidelberg : Springer Verlag, 2007.
- Fauvel, J. P., M'Pio, I., Quelin, P., Rigaud, J.-P., Laville, M. und Ducher, M. 2003.** Neither Perceived Job Stress Nor Individual Cardiovascular Reactivity Predict High Blood Pressure. *American Heart Association*. 2003, 42, S. 1112-1116.
- Fettiplace, R. und Hackney, C. M. 2006.** The sensory and motor roles of auditory hair cells. *Nature Reviews Neuroscience*. 2006, 7, S. 19-29.
- Field, A. 2013.** *Discovering statistics using IBM SPSS statistics*. 4. Edition. London : SAGE Publications Ltd, 2013.
- Fletcher, H. und Munson, W. A. 1933.** Loudness, its definition, measurement and calculation. *Journal of the Acoustic Society of America*. 1933, 5, S. 82-108.

- Flores-Gutiérrez, E. O., Díaz, J. L., Barrios, F. A., Favila-Humara, R., Guevara, M. A., del Río-Portilla, Y. und Corsi-Cabrera, M. 2007. Metabolic and electric brain patterns during pleasant and unpleasant emotions induced by music masterpieces. *International Journal of Psychophysiology*. 2007, S. 69-84.
- Frerich, M. 2012. *Alters- und geschlechtsspezifische Unterschiede in der physiologischen Reaktion auf Pkw-Vorbeifahrgeräusche*. Düsseldorf : Dissertation, 2012.
- Fritzsche, K. 2003. Stressbewältigung. [Buchverf.] K. Fritzsche, W. Geigges, D. Richter und M. Wirsching. *Psychosomatische Grundversorgung*. Berlin, Heidelberg, New York : Springer Verlag, 2003, S. 134-141.
- Genuit, K. 2010. *Sound-Engineering im Automobilbereich*. Berlin : Springer Verlag, 2010.
- Genuit, K. und Fiebig, A. 2014. Kritische Betrachtung zum Thema „Lärm“-Messung: Erweiterung von Lärmprognosen durch die Psychoakustik. *Zeitschrift für Lärmbekämpfung*. 2014, 1, S. 12-19.
- Gjestland, T. 1987. Assessment of annoyance from road traffic noise. *Journal of Sound and Vibration*. 1987, 112, S. 369-375.
- Gratton, G. und Coles, M. G. H. 1989. Generalization and evaluation of eye-movement correction procedures. *Journal of Psychophysiology*. 1989, 3, S. 1-50.
- Griefahn, B. 1996. *Arbeitsmedizin*. Stuttgart : Ferdinand Enke Verlag, 1996.
- Griefahn, B. 1985. *Schlafverhalten und Geräusche*. Stuttgart : Enke Verlag , 1985.
- Groppe, D. M., Bickel, S., J., Keller, C., Jain, S. K., Hwang, S. T., Harden, C. und Mehta, A. D. 2013. Dominant frequencies of resting human brain activity as measured by the electrocorticogram. *Journal Neuroimage*. 2013.
- Gross, J. 2012. *Lärminduzierte Erkrankungen des Menschen*. Berlin : Sitzungsberichte der Leibniz-Sozietät der Wissenschaften zu Berlin, 2012. S. 175-191.
- Guild, E. 1951. Acoustic trauma in aircraft maintenance workers. *The Journal of aviation medicine*. 1951, 22.
- Guski, R. 1987. *Lärm: Wirkungen unerwünschter Geräusche*. Bern : Huber, 1987.
- Hajcak, G. und Foti, D. 2008. Errors Are Aversive: Defensive Motivation and the Error-Related Negativity. *Psychological Science*. 2008, 19, S. 103-8.
- Hauptverband der gewerblichen Berufsgenossenschaften. 2010. *Dokumentation des Berufskrankheiten-Geschehens in Deutschland*. Berlin : Deutsche Gesetzliche Unfallversicherung, 2010.
- Hecht, K. und Balzer, H.-U. 1999. Psychobiologisch-regulatorische Aspekte der Stressdiagnostik als Evaluierungsmethodik wissenschaftlicher Arbeitsprojekte - eine Quasimodelluntersuchung. [Buchverf.] S. Henning und H. Dauer. *Arbeitslosigkeit und Gesundheit: Beiträge zur Medizinischen Psychologie und Grenzgebiete (Band 1)*. Halle an der Saale : Mitteldeutscher Verlag, 1999, S. 194-216.
- Heckl, M. und Müller, H. 1994. *Taschenbuch der Technischen Akustik*. Berlin und München : Springer Verlag, 1994.
- Hellbrück, J. und Ellermeier, W. 2004. *Hören: Physiologie, Psychologie und Pathologie*. Göttingen : Hogrefe, 2004.

- Henn, H., Sinambari, G. R. und Fallen, M. 2008.** *Ingenieurakustik*. Wiesbaden : Vieweg+Teubner Verlag, 2008.
- Hodges, D. A. 2010.** Psychophysiological Measures. [Buchverf.] P. N. Juslin und J. A. Sloboda. *Handbook of Music and Emotion*. Oxford : Oxford University Press, 2010.
- Hoffmann, E. 1997.** *Hörfähigkeit und Hörschäden junger Erwachsener*. Heidelberg : Median Verlag, 1997.
- Hottenrott, K., Taubert, M. und Gronwald, T. 2013.** Cortical Brain Activity is Influenced by Cadence in Cyclists. *The Open Sports Science Journal*. 2013, 6, S. 9-14.
- Hubatsch, L. 2013.** *Untersuchung von Angststörung und Stressempfinden bei chronischem Tinnitus*. Dresden : Dissertation, 2013.
- Ih, J. G., Lim, D. H., Shin, S. H. und Park, Y. 2003.** Experimental Design and Assessment of Product Sound Quality: Application to a Vacuum Cleaner. *Noise Control Engineering Journal*. 2003, 51, S. 244-252.
- Irion, H. 1979.** Gehörschäden durch Musik - eine kritische Literaturübersicht. *Zeitschrift für Lärmbekämpfung*. 1979, 26, S. 91-100.
- Ising, H. und Babisch, W. 1998.** Gehörschadensrisikos durch laute Musik und Akzeptanz von Pegelbegrenzungen: Überblick über empirische Studien des Instituts für Wasserhygiene, Bodenhygiene und Lufthygiene. *Zeitschrift für Audiologie*. 1998, 1, S. 195-201.
- Jackson, G. M. und Leventhall, H. G. 1975.** Household appliance noise. *Applied Acoustics*. 1975, 8, S. 101-118.
- Jacobs, G. D., Benson, H. und Friedman, R. 1996.** Topographic EEG mapping of the relaxation response. *Biofeedback and Self-Regulation*. 1996, 21, S. 121-129.
- Jansen, G. und Haas, J. 1991.** *Kompendium der Arbeitsmedizin*. Köln : Verlag TÜV Rheinland, 1991.
- Jasper, H. H. 1958.** The ten-twenty electrode system of the International Federation. *Electroencephalography and Clinical Neurophysiology*. 1958, 10, S. 371-375.
- Jausovec, N. 1997.** Differences in EEG activity during the solution of closed and open problems. *Creativity Research Journal*. 1997, 10, S. 317-324.
- Jordan, H. 1950.** *Der geräuscharme Elektromotor*. Essen : Girardet, 1950.
- Jurc, R., Jiříček, O. und Brothánek, M. 2010.** Methods for the assessment of pleasantness in sound quality. *Noise Control Engineering Journal*. 2010, 58, S. 62-66.
- Kabuto, M., Kageyama, T. und Nitta, H. 1993.** EEG power spectrum changes due to listening to pleasant music and their relation to relaxation effects. *Nippon Eiseigaku Zasshi*. 1993, 48, S. 807-818.
- Kandel, E. R., Schwartz, J. H. und Jessell, T. M. 2000.** *Principles of Neural Science*. New York : McGraw-Hill, 2000.
- Klosterkötter, W., Gono, F., Schinkel, R., Evers, K. G., Lange, B., Almkermann, R., Bahrami, M., Bannermann, C., Birkenfeld, B., Brinkmann, U., Frebel, H., Hying, H., Omid, E., Sellmann, P. und Wormland, D. 1974.** *Medizinische Untersuchungen über die Belastbarkeit von Menschen durch Geräusche im Hinblick auf die Immissionsrichtwerte*. Bonn-Bad Godes-

- berg : Schriftenreihe „Städtebauliche Forschung“ des Bundesministers für Raumordnung, Bauwesen und Städtebau, 1974.
- Köckemann, R. 2002.** *Extraaurale Wirkungen von appliziertem Schall*. Düsseldorf : Dissertation, 2002.
- Kollmann, F. G. 1993.** *Maschinenakustik: Grundlagen Messtechnik, Berechnung, Beeinflussung*. Darmstadt : Springer Verlag, 1993.
- Korn, B. 2008.** *Vergleich der Lärmempfindlichkeit mit den subjektiven Angaben zur Lärmbelastung am Arbeitsplatz im Rahmen der Lärmstudie Berlin*. Berlin : Dissertation, 2008.
- Korotkoff, N. S. 1905.** K voprosu o metodoach eesldovania krovyanovo davlenia. *Imperatoor Vorenno JzV Med Akad.* 1905, 11, S. 365-7.
- Kraus, K. S. und Canlon, B. 2012.** Neuronal connectivity and interactions between the auditory and limbic systems. Effects of noise and tinnitus. *Hearing Research*. 2012, 288, S. 34-46.
- Krause, C. M., Sillanmäkia, L., Koivisto, M., Saarela, C., Häggqvist, L. M. und Hämäläinen, H. 2000.** The effect of memory load on event-related EEG desynchronization and synchronization. *Clinical Neurophysiology*. 2000, 111, S. 2071-8.
- Kremer, M. 2004.** [http://www.dasp.uni-wuppertal.de/ars\\_auditus/physiologie/innenohr12.gif](http://www.dasp.uni-wuppertal.de/ars_auditus/physiologie/innenohr12.gif). [Online] Bergische Universität Wuppertal, 21. Oktober 2004. [Zitat vom: 4. Oktober 2013.]
- Künkel, H. 1972.** Simultane Vielkanal-on-line-EEG-Analysis im Echtzeit. *Zeitschrift für Elektroenzephalographie, Elektromyographie und verwandte Gebiete*. 1972, 3, S. 30-38.
- Levere, T. E., Morlock, G. W., Thomas, L. P. und Hart, F. D. 1974.** Arousal from sleep: the differential effect of frequencies equated for loudness. *Physiology & Behavior*. 1974, 12, S. 573-82.
- Liberman, M. C. 1991.** The olivocochlear efferent bundle and susceptibility of the inner ear to acoustic injury. *Journal of Neurophysiology*. 1991, 65, S. 123-132.
- Lindsley, J. 1952.** Psychological phenomena and the electroencephalogram. *Electroencephalography and Clinical Neurophysiology*. 1952.
- Lips, W. 2010.** *Lärmbekämpfung an Maschinen und Anlagen*. Luzern : Suva, 2010.
- Losberg, S. und Faust, M. 2000.** Psychoakustische Bewertungskriterien. *ErgoMed* 5. 2000, S. 218-222.
- Lusk, S. L., Hagerty, B. M., Gillespie, B. und Caruso, C. C. 2002.** Chronic effects of workplace noise on blood pressure and heart rate. *Archives of Environmental Health*. 2002, 57, S. 273-281.
- Maestri, R., La Rovere, M. T., Robbi, E. und Pinna, G. D. 2009.** *Relationship between ventilatory oscillations and fractal dimension of the EEG during daytime periodic breathing in heart failure patients*. Minneapolis : IEEE, 2009.
- Mai, J. K. 2013.** [teaching.thehumanbrain.info. http://teaching.thehumanbrain.info/](http://teaching.thehumanbrain.info/). [Online] Heinrich-Heine Universität, Institut für Anatomie 1, 4. November 2013. [Zitat vom: 4. November 2013.]

- Marcellini, L., Rosati, M. V., Ciarrocca, M., Ursini, A., Tomao, E. und Tomei, F. 2003.** Agricultural work: noise exposure and cardiovascular effects. *Giornale Italiano di Medicina del Lavoro ed Ergonomia*. 2003, 3, S. 229-230.
- Maschke, C. und Hecht, K. 2001.** *Lärmexposition und Gesundheit bei Kindern und Jugendlichen - Grundlagen und Forschungsergebnisse*. Stuttgart : Landesgesundheitsamt Baden-Württemberg, 2001.
- Maschke, C. und Hecht, K. 2003.** *Literaturrecherche über geeignete Parameter einer Längsschnittuntersuchung zum Einfluss von Fluglärm auf Herz-Kreislauferkrankungen*. Darmstadt : Müller-BBM Bericht, 2003.
- Maschke, C., Ising, H. und Hecht, K. 1997.** *Schlaf - nächtlicher Verkehrslärm - Stress - Gesundheit: Grundlagen und aktuelle Forschungsergebnisse*. Berlin, Heidelberg : Bundesgesundheitsblatt - Gesundheitsforschung - Gesundheitsschutz, 1997.
- McBride, D. I. und Williams, S. 2001.** Audiometric notch as a sign of noise induced hearing loss. *Occupational and Environmental Medicine*. January 2001, 58, S. 46-51.
- Michael, L. 2009.** *Ereignisbezogene Hautleitfähigkeitsreaktionen als Indikatoren für Aufmerksamkeitswechsel*. Berlin : Dissertation, 2009.
- Michel, J. 1981.** *Grundlagen, Methodik und Ergebnisse eines multivariablen dynamischen Untersuchungsverfahrens mit psychischer Belastung zur quantitativen Erfassung und Differenzierung von Systemeigenschaften des menschlichen Organismus*. Berlin : Dissertation, 1981.
- Mindfield Biosystems Ltd. 2014.** *Mindfield Produkte 2014*. Berlin : Mindfield® Biosystems, 2014.
- Möser, M. 2010.** *Messtechnik der Akustik*. Berlin, Heidelberg : Springer Verlag, 2010.
- Müller, G und Möser, M. 2004.** *Taschenbuch der Technischen Akustik*. Berlin, Heidelberg : Springer Verlag, 2004.
- Nikodem, B. 1995.** *Wirkungen von Straßenverkehrslärm auf den Schlaf des Menschen*. Eichstätt : Diplomarbeit, 1995.
- Notbohm, G., Gärtner, C. und Schwarze, S. 2002.** *Evaluation of Sound Quality of Vehicle Pass-by-Noises by Psycho-Physiological Methods*. Düsseldorf : Zeitschrift für Lärmbekämpfung, 2002.
- Nunez, P. L. 1981.** *Electric fields of the brain: The neurophysics of EEG*. New York : Oxford University Press, 1981.
- Nunez, P. L., Wingeier, B. M. und Silberstein, R. B. 2001.** Spatial-structures of human alpha rhythms: theory, microcurrent sources, multiscale measurements, and global binding of local networks. *Human Brain Mapping*. 2001, 13, S. 125-164.
- Okada, K., Kurita, A., Takase, B., Otsuka, T., Kodani, E. und Kusama, Y. 2009.** Effects of Music Therapy on Autonomic Nervous System Activity, Incidence of Heart Failure Events, and Plasma Cytokine and Catecholamine Level in Elderly Patients with Cerebrovascular Disease and Dementia. *International Heart Journal*. 2009, 50, S. 95-110.



- Oohashi, T., Nishina, E., Honda, M., Yonekura, Y., Fuwamoto, Y., Kawai, N., Maekawa, T., Nakamura, S., Fukuyama, H. und Shibasaki, H. 2000. Inaudible High-Frequency Sounds Affect Brain Activity: Hypersonic Effect. *Journal of Neurophysiology*. 2000, 83.
- Orekhova, E. V., Stroganova, T. A. und Posikera, I. N. 2001. Alpha activity as an index of cortical inhibition during sustained internally controlled attention in infants. *Clinical Neurophysiology*. 2001, 112, S. 740-749.
- Parrot, J., Petiot, J., Lobreau, J. P. und Smolik, H. J. 1992. Cardiovascular effects of impulse noise, road traffic noise, and intermittend pink noise at Leq = 75 dB, as a function of sex, age, and level of anxiety: a comparison study. *International Archives of Occupational and Environmental Health*. 1992, 63, S. 477-484.
- Passchier-Vermeer, W., Vos, H. und Steenbekkers, J. H. M. 1998. *Popmusic Through Headphones and Hearing Loss*. Leiden : TNO Prevention and Health, 1998.
- Patsouras, C. 2003. *Geräuschqualität von Fahrzeugen. Beurteilung, Gestaltung und multimodale Einflüsse*. Aachen : Shaker Verlag, 2003.
- Pennekamp, P., Bösel, R., Mecklinger, A. und Ott, H. 1994. Differences in EEG-theta for responded and omitted targets in a sustained attention task. *Journal of Psychophysiology*. 1994, 8, S. 131-141.
- Petiot, C., Parrot, J., Lobreau, J. P. und Smolik, H. J. 1992. Cardiovascular effects of impulse noise, road traffic noise, and intermittant pink noise at LAeq = 75 dB, as a function of sex, age, and level of anxiety: a comparative study. *International Archives of Occupational and Environmental Health*. 1992, 63, S. 485-493.
- Petsche, H., Kaplan, S., von Stein, A. und Filz, O. 1997. The possible meaning of the upper and lower alpha frequency ranges for cognitive and creative tasks. *International Journal of Psychophysiology*. 1997, 26, S. 77-97.
- Pfister, E. A., Böckelman, I., Rüdiger, H., Seibt, R., Stoll, R. und Villbrandt, R. 2006. *Herzrhythmusanalyse in der Arbeitsmedizin*. München : Deutsche Gesellschaft für Arbeitsmedizin und Umweltmedizin e.V., 2006.
- Pfurtscheller, G., Stancak, A. und Neuper, C. 1996. Event-related synchronization (ERS) in the alpha band - An electrophysiological correlate of cortical idling: A review. *International Journal of Psychophysiology*. 1996, 24, S. 39-46.
- Prost, R. 1998. *Im Vorfeld der Befragung: Planung, Fragebogenentwicklung, Pretesting*. Mannheim : ZUMA, 1998.
- Quadroni, D. 2010. *Analyse von störenden Geräuschen an Konsumgütermaschinen*. Rapperswil : Bachelorarbeit, 2010.
- Radon, K., Spegel, H., Ehrenstein, V., Hackensperger, S., Kreuzmair, I., Meyer, N. und von Kries, R. 2007. Erfassung der täglichen Lärmexposition und die Korrelation zum individuellen Gesundheitsstatus. LEE-Lärm: Exposition und Befinden. *Gesundheit und Umwelt-Materialien zur Umweltmedizin*. Erlangen : Bayrisches Landesamt für Gesundheit und Lebensmittelsicherheit, 2007.
- Rauschecker, J. P. 1998. Corticol processing of complex sound. *Current Opinion in Neurobiology*. 1998, 8, S. 516-521.

- Rebentisch, E., Lange-Asschenfeldt, H. und Ising, H. 1996.** *Gesundheitliche Risiken und Schäden infolge Hörens von Musik mit hohen Intensitäten.* Berlin : Institut für Wasser-, Boden- und Lufthygiene des Umweltbundesamtes, 1996. S. 9-26.
- Reiche, D. 1999.** *Roche Lexikon Medizin.* München, Jena : Urban & Fischer Verlag / Elsevier GmbH, 1999.
- Richtlinie 2010/30/EU. 2010.** Richtlinie 2010/30/EU des europäischen Parlaments und des Rates vom 19. Mai 2010 über die Angabe des Verbrauchs an Energie und anderen Ressourcen durch energieverbrauchsrelevante Produkte mittels einheitlicher Etiketten und Produktinformationen. Straßburg : Europäisches Parlament und Europäischer Rat, 2010.
- Riva-Rocci, S. 1896.** Un sfigmomanometro nuovo. *Gaz Med Torino.* 1896, 47, S. 981-96.
- Roque, A. L., Valenti, V. E., Guida, H. L., Campos, M. F., Knap, A., Vanderlei, L. C. M., Ferreira, C. und Abreu, L. C. 2013.** The effects of different styles of musical auditory stimulation on cardiac autonomic regulation in healthy women. *Noise & Health.* 2013, 15, S. 281-287.
- Röttges, J. R. 2008.** *Die Geräuschqualität von modifizierten Pkw-Vorbeifahrtsgeräuschen im Urteil von Versuchspersonen.* Düsseldorf : Dissertation, 2008.
- Rudel, L. 2007.** *Audiologie von Berufsmusikern.* Jena : Dissertation, 2007.
- Rupp, A. 2009.** *Physiologische Messungen am Gehirn bei bewussten und unbewussten Wahrnehmungen.* Heidelberg : Vorlesungsskript, 2009.
- Salz, D. 2006.** *Terzspektrenbasierte Bewertung der Tonhaltigkeit von Schienenfahrzeuggeräuschen.* Berlin : Dissertation, 2006.
- Sancini, A., Tomei, G., Vitarelli, A., Caciari, T., Samperi, I., Pacchiarotti, A., Scala, B., Schifano, M. P., Scimitto, L., Fiaschetti, M., Cetica, C., Tomei, F. und Ciarrocca, M. 2012.** Cardiovascular Risk in Rotogravure Industry. *Journal of Occupational & Environmental Medicine.* 2012, 54.
- Schandry, R. 1998.** *Lehrbuch Psychophysiologie.* Weinheim : Beltz Psychologie Verlags Union, 1998.
- Scheidt, R., Bartsch, R. und Brückner, C. 1986.** Die extraaurale Wirkung von Lärm – eine Literaturübersicht. *Zeitschrift für Lärmbekämpfung.* 1986, 33, S. 151-159.
- Schick, A., Namba, S. und Kuwano, S. 1985.** Lärm in der Wohnnachbarschaft. *Zeitschrift für Lärmbekämpfung.* 1985, 32, S. 44-50.
- Schipke, J. D. und Pelzer, M. 2001.** Effect of immersion, submersion, and scuba diving on heart rate variability. *British Journal of Sports Medicine.* 2001, 35, S. 174-180.
- Schirmer, W. 2006.** *Technischer Lärmschutz.* Berlin : Springer Verlag, 2006.
- Schmid, J. M. 2011.** *Der Einfluss von Cholesterin auf die Motilität der äußeren Haarzellen der Meerschweinchencochlea und auf das Motorprotein Prestin.* , LMU München: Medizinische Fakultät. München : Dissertation, 2011.
- Schmidt, R. und Birbaumer, N. 2005.** *Biologische Psychologie.* Berlin, Heidelberg : Springer Verlag, 2005.
- Schuknecht, H. F. 1955.** Presbycusis. *Laryngoscope.* 1955, 65, S. 402-419.

- Schulte-Fortkamp, B. und Genuit, K. 2005.** *Exploration of Associated Imaginations on Sound Perception - A Subject-Centered Method for Benchmarking of Vehicle.* Berlin : SAE international, 2005.
- Schuschke, G. und Maschke, C. 2002.** Lärm als Umweltfaktor. *Lehrbuch der Umweltmedizin.* Stuttgart : Verlagsgesellschaft mbH Stuttgart, 2002, S. 251-273.
- Schust, M., Seidel, H. und Blüthner, R. 1998.** Wirkung von Lärm unterschiedlicher Tonhaltigkeit nach DIN 45681 (E) in Kombination mit Schwingungen. *Zeitschrift für Lärmbekämpfung.* 1998, 45, S. 185-192.
- Schwarze, S. und Thompson, S. J. 1993.** *Research on non-auditory physiological effects of noise since 1988: review and perspectives.* Nizza : Institut National de Recherche sur les Transports et leur Securite, 1993.
- Selye, H. 1979.** *Stress mein Leben.* München : Kindler, 1979.
- Sereinig, R. 2010.** *Untersuchung akustischer Beschreibungsmethoden für Haushaltsgeräte.* Graz : Diplomarbeit, 2010.
- Shahin, A. J., Trainor, L. J., Roberts, L. E., Backer, K. C. und Miller, L. M. 2010.** Development of auditory phase-locked activity for music sounds. *Journal Neurophysiology.* 2010.
- Silbernagel, S. 2007.** *Taschenatlas Physiologie.* Stuttgart : Thieme Verlag, 2007.
- Sobotova, L., Jurkovicova, J., Steanikova, Z., Sevcikova, L. und Aghova, L. 2010.** Community response to environmental noise and the impact on cardiovascular risk score. *Science of The Total Environment.* 2010, 6.
- Sørensen, M., Hvidberg, M., Hoffmann, B., Andersen, Z. J., Kenneth, R. B., Lillielund, K. G. und Jakobsen, J. 2011.** Exposure to road traffic and railway noise and associations with blood pressure and self-reported hypertension: a cohort study. *Environmental Health.* 2011, 10.
- Sparrenberger, F., Fuchs, S. C., Moreira, L. B. und Fuchs, F. D. 2008.** Stressful life events and current psychological distress are associated with self-reported hypertension but not with true hypertension: results from a cross-sectional population-based study. *BMC Public Health.* 2008, 8.
- Spessert, B. und Veiz, A. 2007.** *Kitchen Noise.* Istanbul (Türkei) : Turkish Acoustical Society, 2007.
- Statistisches Bundesamt. 2012.** *Gesundheit, Todesursachen in Deutschland 2010, Fachserie 12, Reihe 4.* Wiesbaden : Statistisches Bundesamt, 2012.
- Staum, M. J. und Brotons, M. 2000.** The effects of music amplitude on the relaxation response. *Journal of Music Therapy.* 2000, 37, S. 22-39.
- Steffens, J. 2013.** „Wie viel Realität braucht der Mensch?“ - Untersuchungen zum Einfluss der Versuchsumgebung auf die Geräuschbeurteilung von Haushaltsgeräten. Berlin : Dissertation, 2013.
- Stegemann, T. 2013.** *Stress, Entspannung und Musik - Untersuchungen zu rezeptiver Musiktherapie im Kindes- und Jugendalter.* Wien : Dissertation, 2013.
- Stevens, S. S. 1936.** A scale for the measurement of the psychological magnitude: loudness. *Psychological Review.* September 1936, 43, S. 405-416.

- Strutz, J. und Mann, W. 2001.** *Praxis der HNO-Heilkunde, Kopf- und Halschirurgie.* Stuttgart : Thieme Verlag, 2001.
- Tassi, P., Saremi, M., Schimchowitsch, S., Eschenlauer, A., Rohmer, O. und Muzet, A. 2010.** Cardiovascular responses to railway noise during sleep in young and middle-aged adults. *European Journal of Applied Physiology.* 2010, 108, S. 671-680.
- Terhardt, E. 1968.** Über akustische Rauhigkeit und Schwangungsstärke. *Acustica.* 1968, 20, S. 215-224.
- Thomaier, M. 2008.** *Optimierung der NVH-Eigenschaften von Pkw-Fahrwerkstrukturen mittels Active-Vibration-Con.* Darmstadt : Dissertation, 2008.
- Tomei, F., Fantini, S., Tomao, E., Baccolo, T. P. und Rosata, M. V. 2000.** Hypertension and chronic exposure to noise. *Archives of Environmental Health.* 2000, 55, S. 319-78.
- Trappe, H.-J. und Schuster, H.-P. 2013.** *EKG-Kurs für Isabel.* Stuttgart : Thieme Verlag, 2013.
- Tzaneva, L., Danev, S. und Nikolova, R. 2001.** Investigation of noise exposure effect on heart rate variability. *Central European Journal of Public Health.* 2001, 9, S. 130-132.
- Urakami, Y., Kawamura, K., Washizawa, Y. und Cichocki, A. 2013.** Electroencephalographic gamma-band activity and music perception in musicians and non-musicians. *Act Nerv Super Rediviva.* 2013, 55, S. 149-157.
- v. Békésy, G. 1960.** *Experiments in hearing.* New York : McGraw Hill, 1960.
- v. Bismarck, G. 1974.** Sharpness as an attribute of the timbre of steady state sounds. *Acustica.* 1974, 30, S. 157-172.
- van Dijk, F. J., Verbeek, J. H. und de Fries, F. F. 1987.** Non-auditory effects of noise in industry. *International Archives of Occupational and Environmental Health.* 1987, 59, S. 55-62.
- Veit, I. 2005.** *Technische Akustik.* Würzburg : Vogel Business Media, 2005.
- Verrij, E., van Montfrans, G. und Bos, J. W. 2008.** Reintroduction of Riva-Rocci measurements to determine systolic blood pressure? *Netherlands Journal of Medicine.* 2008, 66, S. 480-482.
- Vogel, A. 1975.** Über den Zusammenhang zwischen Rauhigkeit und Modulationsgrad. *Acustica.* 1975, 32.
- von Estorff, O., Markiewicz, M., Özkan, A. und Zaleski, O. 2010.** Möglichkeiten der akustischen Berechnung. [Buchverf.] K. Genuit. *Sound-Engineering im Automobilbereich.* Berlin : Springer Verlag, 2010, S. 501-576.
- Waller, A. D. 1887.** A demonstration on man of electromotive changes accompanying the heart's beat. *Journal of Physiology.* 1887, 8, S. 229-234.
- Ward, W. D. 1961.** Noninteraction of temporary threshold shift. *Acoustical Society of America.* 1961, 33.
- Wersäll, J., Björkroth, B., Flock, A. und Lundquist, P. G. 1973.** Experiments on ototoxic effects of antibiotics. *Advances in Oto-Rhino-Laryngology Journal.* 1973, 20, S. 14-41.

- Wiest, M. 2013.** *Vergleich von Psychoakustik und Psychometrie bei habituellem Schnarchen.* Regensburg : Dissertation, 2013.
- World Health Organization. 2007.** *Large analysis and review of European housing and health status (LARES).* Kopenhagen (Dänemark) : World Health Organization, 2007.
- Yuan, Q., Liu, X. H., Li, D. C., Wang, H. L. und Liu, Y. S. 2000.** Effects of noise and music on EEG power spectrum. *Space Med Med Eng.* 2000, 13, S. 401-4.
- Zenner, H.-P. 1994.** *Hören: Physiologie, Biochemie, Zell- und Neurobiologie.* Stuttgart : Thieme Verlag, 1994.
- Zodrow, G. 2005.** *Psychophysiologische Bewertung von Verkehrsgeräuschen anhand von Fingerpulsamplitude und Elektromyogramm sowie subjektiver Beurteilung.* Düsseldorf : Dissertation, 2005.
- Zschocke, S. 2002.** *Klinische Elektroenzephalographie.* Berlin, Heidelberg : Springer Verlag, 2002.
- Zwicker, E. und Fastl, H. 1990.** *Psychoacoustics: Facts and Models.* Berlin, Heidelberg : Springer Verlag, 1990.

---

## Abbildungsverzeichnis

Abbildung 2-1:	Zusammenhang zwischen Frequenz, Schalldruckpegel, Lautheit, Lautstärke und A-Filter (BI-Queichtal, 2006); in Anlehnung an DIN 45631 (2010), DIN EN 61672-1 (2003) und DIN ISO 226:2006-04 (2006).....	4
Abbildung 2-2:	Flussdiagramm zur Luftschallentstehung bei Maschinen; in Anlehnung an Kollmann (1993) .....	6
Abbildung 2-3:	Schematische Darstellung des Außen-, Mittel- und Innenohres (Kremer, 2004) .....	10
Abbildung 2-4:	Schematische Darstellung der abgewickelten Cochlea (Kremer, 2004) ....	11
Abbildung 2-5:	Schematische Darstellung der inneren und äußeren Haarzellen des Cortischen Organs (Fettiplace et al., 2006).....	12
Abbildung 2-6:	Schematische Darstellung der Stereozilien während einer Verformung sowie der hervorgerufene tip-link-Mechanismus (Kandel et al., 2000) .....	13
Abbildung 2-7:	Schematische Darstellung der direkten und indirekten afferenten Hörbahn, ausgehend von der Cochlea des linken Innenohrs; in Anlehnung an Mai (2013).....	14
Abbildung 2-8:	Hauptlappen (links) und ausgewählte Funktions-Areas (rechts) des Cortex; in Anlehnung an Reiche (1999) .....	15
Abbildung 3-1:	Modell zur Untersuchung der Geräuschqualität (Genuit, 2010).....	23
Abbildung 3-2:	Modell zur Bestimmung der Lästigkeit (Sereinig, 2010) .....	24
Abbildung 4-1:	Maßnahmen zur Generierung von Handlungsempfehlungen zur Geräuschmodifikation .....	28
Abbildung 5-1:	Allgemeine Baukomponenten der untersuchten Geräte (links) und spezielle Komponenten des Rotors (rechts) .....	33
Abbildung 5-2:	Messereinheit ohne oberes Kupplungselement (links), Lufteinlass- und Luftauslassschlitze der Bodenpartie (mittig) sowie das untere Kupplungselement (rechts).....	33
Abbildung 5-3:	Geräuschanregungsarten der untersuchten Geräte (Kollmann, 1993; Müller et al., 2004) .....	36
Abbildung 5-4:	Auswahl von Geräuschreduktionsmaßnahmen (unterstrichene Maßnahmen werden im Anschluss durchgeführt) (Carolus, 2013; Kollmann, 1993; Müller et al., 2004) .....	37
Abbildung 5-5:	Schematische Darstellung der unteren Kupplungskomponente in der Draufsicht mit einer eingebundenen Zusatzmasse .....	38
Abbildung 5-6:	Ausgangszustand (links), Bodenplatte (mittig) und entkoppeltes Gerät (rechts) .....	39
Abbildung 5-7:	Ausgangszustand (links), Kapselung des Ständers (mittig) sowie Kapselung des Ständers, Messbehälters und Deckels (rechts) .....	39
Abbildung 5-8:	Ausgangszustand (links) und bedämpftes Gerät (rechts).....	40
Abbildung 5-9:	Schematischer Messaufbau zur Luftschallmessung; in Anlehnung an DIN 45635-1 (1984).....	41

## Abbildungsverzeichnis

---

Abbildung 5-10:	Messaufbau zur Bestimmung der statischen Exzentrizität an der unteren Kupplungskomponente.....	45
Abbildung 5-11:	Auswahl des statistischen Verfahrens für die Ergebnisse der akustischen Untersuchungen und der statischen Exzentrizität (Field, 2013) .....	47
Abbildung 5-12:	Schematische Anordnung der Elektroden; in Anlehnung an Jasper (1958).....	51
Abbildung 5-13:	Versuchsdurchführung der Spontan-EEG- und EKG-Messungen.....	53
Abbildung 5-14:	EEG- und EKG-Datenverarbeitung mittels Aufnahme- und Analysesoftware .....	55
Abbildung 5-15:	Auswahl des statistischen Verfahrens für die Ergebnisse der psychophysiologischen Geräuschbeanspruchung (Field, 2013).....	57
Abbildung 6-1:	Ergebnisse der Tonaudiometrie und Standardabweichungen an hörgesunden (n = 20) und hörgeschädigten (n = 4) Versuchspersonen.....	59
Abbildung 7-1:	Schallleistungspegel und deren Standardabweichungen sowie signifikanten Unterschiede in Abhängigkeit von der Drehzahl und dem Füllstand bei günstigster Kupplungskombination (n = 15).....	61
Abbildung 7-2:	Schmalbandspektren mit Ordnungen der Drehfrequenz im Standardbetriebspunkt und bei günstigster Kupplungskombination (n = 15) .....	62
Abbildung 7-3:	Schallleistungspegel-Zeitverlauf im Standardbetriebspunkt und bei günstigster Kupplungskombination bei Gerät Nr. 1 .....	63
Abbildung 7-4:	Schalldruckpegel-Zeit-Frequenzspektren im Standardbetriebspunkt und bei günstigster Kupplungskombination .....	64
Abbildung 7-5:	Statische Exzentrizität der unteren und oberen Kupplungskomponente in Abhängigkeit des Drehwinkels (n = 3) .....	66
Abbildung 7-6:	Schallleistungspegel und deren Standardabweichungen im Standardbetriebspunkt und in Abhängigkeit der Kupplungskombination (n = 15).....	67
Abbildung 7-7:	Statische Exzentrizität der unteren und oberen Kupplungskomponente in Abhängigkeit der Kupplungskombination bei Gerät Nr. 1 (n = 3) .....	68
Abbildung 7-8:	Unterschiede der statischen Exzentrizität zwischen oberer und unterer Kupplungskomponente in Abhängigkeit der Kupplungskombination bei Gerät Nr. 1 (n = 3) .....	68
Abbildung 7-9:	Schmalbandspektren im Standardbetriebspunkt in Abhängigkeit der günstigsten und ungünstigsten Kupplungskombination bei Gerät Nr. 3 (n = 15).....	69
Abbildung 7-10:	Schmalbandspektren in Abhängigkeit einer zusätzlichen 3 g Masse im Standardbetriebspunkt und bei ungünstigster Kupplungskombination bei Gerät Nr. 3 (n = 15) .....	70
Abbildung 7-11:	Untersuchung des Geräuschreduktionspotentials durch Extrapolation bei Gerät Nr. 3 (n = 15) .....	70
Abbildung 7-12:	Schallleistungspegel und deren Standardabweichungen in Folge einer zusätzlichen Masse von 0,25 g an definierten Positionen der unteren Kupplungskomponente im Standardbetriebspunkt und bei ungünstigster Kupplungskombination bei Gerät Nr. 1 (n = 15).....	71

Abbildung 7-13:	Schallleistungspegel und deren Standardabweichungen in Folge einer Erhöhung des Massenträgheitsmomentes im Standardbetriebspunkt bei Gerät Nr. 1 (n = 15) .....	72
Abbildung 7-14:	Terzspektrum in Abhängigkeit der Schmierung des messerseitigen Lagers im Standardbetriebspunkt und bei günstigster Kupplungskombination bei Gerät Nr. 1 (n = 15).....	73
Abbildung 7-15:	Schallleistungspegeldifferenzen und deren Standardabweichungen in Abhängigkeit der Entkopplung und Kapselung im Standardbetriebspunkt und bei günstigster Kupplungskombination (n = 15) .....	74
Abbildung 7-16:	Schmalbandspektren in Abhängigkeit der Entkopplung und Kapselung im Standardbetriebspunkt und bei günstigster Kupplungskombination bei Gerät Nr. 1 (n = 15) .....	75
Abbildung 7-17:	Schmalbandspektren in Abhängigkeit der Bitumenmatten im Standardbetriebspunkt und bei günstigster Kupplungskombination bei Gerät Nr. 3 (n = 15).....	76
Abbildung 7-18:	Gegenüberstellung der Schmalbandspektren der Geräuschvarianten im Standardbetriebspunkt bei Gerät Nr. 3 (n = 15) .....	77
Abbildung 7-19:	Gegenüberstellung der Schmalbandspektren der Geräuschvarianten im Standardbetriebspunkt anhand von Geräuschimmissionsmessungen bei Gerät Nr. 3.....	78
Abbildung 7-20:	Leistungsdichtespektren der Spontan-EEG-Messungen bei Ruhephase 1 aller Elektroden (n = 19) .....	82
Abbildung 7-21:	Leistungsdichtespektren der Spontan-EEG-Messung bei Ruhephase 2 aller Elektroden (n = 19).....	83
Abbildung 7-22:	Leistungsdichtespektren der Spontan-EEG-Messung bei Ruhephase 3 aller Elektroden (n = 19).....	84
Abbildung 7-23:	Dominante Leistungsdichten, deren Unterschiede und Standardabweichungen während der Ruhephasen an der Elektrodenposition Central-Parietal (n = 19).....	85
Abbildung 7-24:	Leistungsdichteverteilungen anhand der Grand Averages während der Ruhephasen (n = 19).....	87
Abbildung 7-25:	Leistungsdichtespektren der Grand Averages bei der 1. Messreihe für die Elektrodenposition Central-Parietal (n = 19) .....	88
Abbildung 7-26:	Leistungsdichtespektren der Grand Averages bei der 2. Messreihe für die Elektrodenposition Central-Parietal (n = 19) .....	89
Abbildung 7-27:	Leistungsdichteverteilungen der Grand Averages während der Geräuschvarianten (n = 19) .....	91
Abbildung 7-28:	Leistungsdichtespektren der Grand Averages bei der 2. Messreihe für die Elektrodenposition Central-Parietal und Frontal 3 (n = 19).....	92
Abbildung 7-29:	Dominante Leistungsdichten der Grand Averages, deren Unterschiede und Standardabweichungen bei der 2. Messreihe für die Elektrodenposition Frontal 3 (n = 19).....	93



Abbildung 7-30:	Leistungsdichtespektren der Einzelzeitabschnitte bei der 1. Messreihe für die Elektrodenposition Central-Parietal und Frontal 3 bei Versuchsperson A (n = 38 (Geräuschvariante B), n = 57 (Geräuschvariante D), n = 59 (Geräuschvariante B)) ..... 94
Abbildung 7-31:	Leistungsdichtespektren der Einzelzeitabschnitte bei der 2. Messreihe für die Elektrodenposition Central-Parietal und Frontal 3 bei Versuchsperson A (n = 52 (Geräuschvariante B), n = 54 (Geräuschvariante D), n = 59 (Geräuschvariante B)) ..... 95
Abbildung 7-32:	Dominante Leistungsdichten der Einzelzeitabschnitte und deren Standardabweichungen bei der 2. Messreihe für die Elektrodenpositionen Central-Parietal und Frontal 3 bei Versuchsperson A (n = 52 (Geräuschvariante B), n = 54 (Geräuschvariante D), n = 59 (Geräuschvariante B)) ..... 96
Abbildung 7-33:	Differenzen der dominanten Leistungsdichten der Einzelzeitabschnitte und deren Standardabweichungen bei der 2. Messreihe für die Elektrodenpositionen Central-Parietal und Frontal 3 bei Versuchsperson A (n = 52 (Geräuschvariante B), n = 54 (Geräuschvariante D), n = 59 (Geräuschvariante B)) ..... 96
Abbildung 7-34:	Leistungsdichteverteilungen der Einzelzeitabschnitte während der Geräuschvarianten bei Versuchsperson A (1. Messreihe: n = 38 (Geräuschvariante B), n = 57 (Geräuschvariante D), n = 59 (Geräuschvariante E); 2. Messreihe: n = 52 (Geräuschvariante B), n = 54 (Geräuschvariante D), n = 59 (Geräuschvariante E)) ..... 98
Abbildung 7-35:	Leistungsdichtespektren der Einzelzeitabschnitte bei der 1. Messreihe für die Elektrodenposition Central-Parietal und Frontal 3 bei Versuchsperson B (n = 56 (Geräuschvariante B), n = 54 (Geräuschvariante D), n = 55 (Geräuschvariante B)) ..... 99
Abbildung 7-36:	Leistungsdichtespektren der Einzelzeitabschnitte bei der 2. Messreihe für die Elektrodenposition Central-Parietal und Frontal 3 bei Versuchsperson B (n = 49 (Geräuschvariante B), n = 49 (Geräuschvariante D), n = 54 (Geräuschvariante B)) ..... 100
Abbildung 7-37:	Dominante Leistungsdichten der Einzelzeitabschnitte und deren Standardabweichungen bei der 2. Messreihe für die Elektrodenpositionen Central-Parietal und Frontal 3 bei Versuchsperson B (n = 49 (Geräuschvariante B), n = 49 (Geräuschvariante D), n = 54 (Geräuschvariante B)) ..... 101
Abbildung 7-38:	Differenzen der dominanten Leistungsdichten der Einzelzeitabschnitte und deren Standardabweichungen bei der 2. Messreihe für die Elektrodenpositionen Central-Parietal und Frontal 3 bei Versuchsperson B (n = 49 (Geräuschvariante B), n = 49 (Geräuschvariante D), n = 54 (Geräuschvariante B)) ..... 101
Abbildung 7-39:	Leistungsdichteverteilungen der Einzelzeitabschnitte während der Geräuschvarianten bei Versuchsperson B (1. Messreihe: n = 56 (Geräuschvariante B), n = 54 (Geräuschvariante D), n = 55 (Geräuschvariante E);

	2. Messreihe: n = 49 (Geräuschvariante B), n = 49 (Geräuschvariante D), n = 54 (Geräuschvariante E)) ..... 103
Abbildung 7-40:	Herzfrequenzen und deren Standardabweichungen während der Geräusch- matrix (n = 19) ..... 104
Abbildung 7-41:	Herzfrequenzen und deren Standardabweichungen sowie deren Tendenz während der Ruhephasen (n = 19) ..... 105
Abbildung 7-42:	Herzfrequenzen und deren Standardabweichungen sowie deren Tendenz während der Geräuschvarianten (n = 19) ..... 106
Abbildung 8-1:	Schematische Darstellung der akustisch günstigsten und ungünstigsten Kupplungskombination und die daraus resultierenden zusätzlichen Lager- kräfte ..... 115

---

## Tabellenverzeichnis

Tabelle 2-1:	Empfindlichkeit von Parametern zum Geräusch-Monitoring (Maschke et al., 2003).....	17
Tabelle 2-2:	Beschreibung der Spontan-EEG-Frequenzen und Zusammenhang zwischen der Spontan-EEG-Frequenzrhythmen und dem zerebralen Aktivationsniveau (Rupp, 2009; Zschocke, 2002).....	20
Tabelle 5-1:	A-bewerteter Schalldruckpegel ( $L_{pA}$ ) am Benutzerohr von elektrisch angetriebenen Kleingeräten zur Lebensmittelverarbeitung (Auszug) (Spessert et al., 2007).....	31
Tabelle 5-2:	A-bewerteter Schalldruckpegel ( $L_{pA}$ ) am Benutzerohr (Abstand 0,6 m) von unterschiedlichen Standmixern (Spessert et al., 2007).....	32
Tabelle 5-3:	Drehwinkel der Kupplungskomponenten und die sich daraus ergebenden Kupplungskombinationen.....	45
Tabelle 5-4:	Geräuschmatrix.....	48
Tabelle 5-5:	Gegenüberstellung von sehr empfindlichen Parametern zur Bestimmung der psychophysiologischen Beanspruchung (Mindfield Biosystems Ltd., 2014).....	50
Tabelle 6-1:	Analyse des Fragebogens mit dichotomen Auswahlmöglichkeiten zum Vergleich der Eigenschaften der Versuchspersonen (n = 20).....	60
Tabelle 7-1:	Geräuschanteil und Schallleistungspegel der einzelnen Baugruppen im Standardbetriebspunkt und bei günstigster Kupplungskombination (n = 15).....	65
Tabelle 7-2:	Schallleistungspegel und deren Standardabweichungen in Abhängigkeit der Kupplungskombination und der Betriebsparameter (Maximal- und Minimalwerte sind farblich hervorgehoben) (n = 15).....	67
Tabelle 7-3:	Eigenschaften der Geräte- bzw. Geräuschvarianten sowie die dazugehörigen Pegelunterschiede zum Ausgangsgeräusch mit günstigster Kupplungskombination bei Gerät Nr. 3.....	77
Tabelle 7-4:	Schalldruckpegel und psychoakustische Parameter der Geräuschvarianten bei Gerät Nr. 3.....	79
Tabelle 7-5:	Geräuschmatrix und deren Beschreibung.....	80
Tabelle 7-6:	Auswertung der subjektiven Befragung (n = 20).....	107

---

## Anhang

Der Anhang ist in folgende Unterpunkte untergliedert:

- Anhang A: Fragebogen
- Anhang B: Statistische Analyse der Schallleistungspegel
- Anhang C: Psychoakustische Parameter
- Anhang D: Statistische Analyse der Spontan-EEG-Daten
- Anhang E: Statistische Analyse der EKG-Daten

---

## Anhang A



---

seit 1558

### Frage 1:

Sind Sie wegen schwerwiegenden Erkrankungen in ärztlicher Behandlung oder haben Sie vor, sich in ärztliche Behandlung zu begeben? Ja ☐ Nein ☐

Wenn ja – Bitte kurze Angaben.

### Frage 2:

Hatten Sie Infektionskrankheiten wie z.B. Scharlach, Diphtherie, TBC, Röteln, Mumps oder andere? Wenn ja – Wann? Ja ☐ Nein ☐

### Frage 3:

Nehmen Sie regelmäßig Medikamente ein? Ja ☐ Nein ☐

Wenn ja – Welche? Warum? Seit wann?

### Frage 4:

Haben Sie schon einmal antibiotische Medikamente eingenommen? Ja ☐ Nein ☐

Wenn ja – Welche? Wann? Warum? Wie lange?

### Frage 5:

Gibt es in Ihrer Familie Fälle von Schwerhörigkeit oder Taubheit? Ja ☐ Nein ☐

(Großeltern, Eltern, Geschwister)

### Frage 6:

Haben sie Hörprobleme? Ja ☐ Nein ☐

Wenn ja – Welcher Art?

**Frage 7:**

Sind bei Ihnen Erkrankungen am Ohr/Gehör bekannt? Ja ☐ Nein ☐  
(Hörsturz, Knalltrauma, Trommelfelldefekte, Entzündungen oder andere)

**Frage 8:**

Erfolgte bei Ihnen schon einmal eine OP am äußeren Ohr oder am Innenohr? Ja ☐ Nein ☐

**Frage 9:**

Haben Sie das Gefühl, schlechter zu hören als früher? Ja ☐ Nein ☐  
Wenn ja – Seit wann?

**Frage 10:**

Neigen Sie zu vermehrter Ohrenschmalzbildung? Ja ☐ Nein ☐  
(Angaben zu Spülungen des Gehörganges – wie häufig?)

**Frage 11:**

Haben Sie häufig Kopfschmerzen? Ja ☐ Nein ☐  
Wenn ja – Wann?

**Frage 12:**

Treten bei Ihnen manchmal Ohrgeräusche auf? Ja ☐ Nein ☐  
Wenn ja – Welcher Art? Wann?

**Frage 13:**

Haben Sie noch Hobbys, die laut sind? Ja ☐ Nein ☐  
(Autorennen, Walkman, Schießen, Disco, laute Musik hören oder andere)

Vielen Dank für Ihre Angaben!

## Anhang B

Ausführliche Darstellung der signifikanten Unterschiede zu Kapitel 7.1.1.

**Tabelle: Statistische Analyse (t-Test) der signifikanten Unterschiede zwischen verschiedenen Geräten und Betriebszuständen (DZ = Drehzahl, FS = Füllstand)**

Fortlaufende Nr.	Beschreibung des Vergleichs	Mittelwert in dB(A)		Signifikanter Unterschied
		Parameter 1	Parameter 2	
1	Gerät Nr. 1 bei halbvollem FS: minimale DZ mit mittlerer DZ	83,4	84,5	,019
2	Gerät Nr. 1 bei halbvollem FS: minimale DZ mit maximaler DZ	83,4	85,2	,004
3	Gerät Nr. 1: minimale DZ und halbvoller FS mit maximaler DZ und voller FS	83,4	84,5	,076
4	Gerät Nr. 1 bei halbvollem FS: mittlere DZ mit maximaler DZ	84,5	85,2	,002
5	Gerät Nr. 1: mittlere DZ und halbvoller FS mit maximaler DZ und voller FS	84,5	84,5	,742
6	Gerät Nr. 1 bei maximaler DZ: halbvoller FS mit voller Füllstand	85,2	84,5	,078
7	Gerät Nr. 2 bei halbvollem FS: minimale DZ mit mittlerer DZ	82,4	83,7	,035
8	Gerät Nr. 2: minimale DZ und halbvoller FS mit maximaler DZ und halbvoller FS	82,4	85,4	,002
9	Gerät Nr. 2: minimale DZ und halbvoller FS mit maximaler DZ und voller FS	82,4	85,5	,004
10	Gerät Nr. 2 bei halbvollem FS: mittlere DZ und mit maximaler DZ	83,7	85,4	,008
11	Gerät Nr. 2: mittlere DZ und halbvoller FS mit maximaler DZ und voller FS	83,7	85,5	,007
12	Gerät Nr. 2 bei maximaler DZ: halbvoller FS mit voller FS	85,4	85,5	,497
13	Gerät Nr. 3: minimale DZ und halbvoller FS mit mittlerer DZ und halbvoller FS	82,7	83,0	,560
14	Gerät Nr. 3 bei halbvollem FS: minimale DZ mit maximaler DZ	82,7	84,7	,045
15	Gerät Nr. 3: minimale DZ und halbvoller FS mit maximaler DZ und voller FS	82,7	83,8	,053
16	Gerät Nr. 3 bei halbvollem FS: mittlere DZ mit maximaler DZ	83,0	84,7	,005
17	Gerät Nr. 3: mittlere DZ und halbvoller FS mit maximaler DZ und voller FS	83,0	83,8	,107
18	Gerät Nr. 3 bei maximaler DZ: halbvoller FS mit maximaler DZ und voller FS	84,7	83,8	,096
19	minimale DZ und halbvoller FS: Gerät Nr. 1 mit Gerät Nr. 2	83,4	82,4	,027
20	minimale DZ und halbvoller FS: Gerät Nr. 1 mit Gerät Nr. 3	83,4	82,7	,065
21	minimale DZ und halbvoller FS: Gerät Nr. 2 mit Gerät Nr. 3	82,4	82,7	,517
22	mittlere DZ und halbvoller FS: Gerät Nr. 1 mit Gerät Nr. 2	84,5	83,7	,000
23	mittlere DZ und halbvoller FS: Gerät Nr. 1 mit Gerät Nr. 3	84,5	83,0	,003
24	mittlere DZ und halbvoller FS: Gerät Nr. 2 mit Gerät Nr. 3	83,7	83,0	,034
25	maximale DZ und halbvoller FS: Gerät Nr. 1 mit Gerät Nr. 2	85,2	85,4	,422
26	maximale DZ und halbvoller FS: Gerät Nr. 1 mit Gerät Nr. 3	85,2	84,7	,051
27	maximale DZ und halbvoller FS: Gerät Nr. 2 mit Gerät Nr. 3	85,4	84,7	,049
28	maximale DZ und voller FS: Gerät Nr. 1 mit Gerät Nr. 2	84,5	85,5	,022
29	mittlere DZ und voller FS: Gerät Nr. 1 mit Gerät Nr. 3	84,5	83,8	,032
30	mittlere DZ und voller FS: Gerät Nr. 2 mit Gerät Nr. 3	85,5	83,8	,001

## Anhang B

**Tabelle: Statistische Analyse (t-Test) der signifikanten Unterschiede zwischen verschiedenen Kupplungskombinationen (K = Kupplungskombination) im Standardbetriebspunkt**

Fortlaufende Nr.	Beschreibung des Vergleichs	Mittelwert in dB(A)		Signifikanter Unterschied
		Parameter 1	Parameter 2	
31	Gerät Nr. 1: K 1 zu K 2	85,2	85,3	,667
32	Gerät Nr. 1: K 1 zu K 3	85,2	86,3	,004
33	Gerät Nr. 1: K 1 zu K 4	85,2	86,5	,002
34	Gerät Nr. 1: K 1 zu K 5	85,2	86,5	,002
35	Gerät Nr. 1: K 1 zu K 6	85,2	86,2	,008
36	Gerät Nr. 1: K 2 zu K 3	85,3	86,3	,004
37	Gerät Nr. 1: K 2 zu K 4	85,3	86,5	,009
38	Gerät Nr. 1: K 2 zu K 5	85,3	86,5	,001
39	Gerät Nr. 1: K 2 zu K 6	85,3	86,2	,023
40	Gerät Nr. 1: K 3 zu K 4	86,3	86,5	,118
41	Gerät Nr. 1: K 3 zu K 5	86,3	86,5	,118
42	Gerät Nr. 1: K 3 zu K 6	86,3	86,2	,580
43	Gerät Nr. 1: K 4 zu K 5	86,5	86,5	1,000
44	Gerät Nr. 1: K 4 zu K 6	86,5	86,2	,063
45	Gerät Nr. 1: K 5 zu K 6	86,5	86,2	,109
46	Gerät Nr. 2: K 1 zu K 2	85,4	85,5	,787
47	Gerät Nr. 2: K 1 zu K 3	85,4	85,7	,590
48	Gerät Nr. 2: K 1 zu K 4	85,4	85,5	,816
49	Gerät Nr. 2: K 1 zu K 5	85,4	85,6	,225
50	Gerät Nr. 2: K 1 zu K 6	85,4	85,5	,300
51	Gerät Nr. 2: K 2 zu K 3	85,5	85,7	,370
52	Gerät Nr. 2: K 2 zu K 4	85,5	85,5	,912
53	Gerät Nr. 2: K 2 zu K 5	85,5	85,6	,912
54	Gerät Nr. 2: K 2 zu K 6	85,5	85,5	,926
55	Gerät Nr. 2: K 3 zu K 4	85,7	85,5	,368
56	Gerät Nr. 2: K 3 zu K 5	85,7	85,6	,874
57	Gerät Nr. 2: K 3 zu K 6	85,7	85,5	,757
58	Gerät Nr. 2: K 4 zu K 5	85,5	85,6	,840
59	Gerät Nr. 2: K 4 zu K 6	85,5	85,5	,853
60	Gerät Nr. 2: K 5 zu K 6	85,6	85,5	,899
61	Gerät Nr. 3: K 1 zu K 2	84,7	85,4	,026
62	Gerät Nr. 3: K 1 zu K 3	84,7	85,6	,034
63	Gerät Nr. 3: K 1 zu K 4	84,7	86,3	,002
64	Gerät Nr. 3: K 1 zu K 5	84,7	85,8	,006
65	Gerät Nr. 3: K 1 zu K 6	84,7	84,9	,225



## Anhang B

66	Gerät Nr. 3: K 2 zu K 3	85,4	85,6	,222
67	<b>Gerät Nr. 3: K 2 zu K 4</b>	<b>85,4</b>	<b>86,3</b>	<b>,034</b>
68	Gerät Nr. 3: K 2 zu K 5	85,4	85,8	,069
69	Gerät Nr. 3: K 2 zu K 6	85,4	84,9	,163
70	Gerät Nr. 3: K 3 zu K 4	85,6	86,3	,073
71	Gerät Nr. 3: K 3 zu K 5	85,6	85,8	,184
72	Gerät Nr. 3: K 3 zu K 6	85,6	84,9	,111
73	<b>Gerät Nr. 3: K 4 zu K 5</b>	<b>86,3</b>	<b>85,8</b>	<b>,038</b>
74	<b>Gerät Nr. 3: K 4 zu K 6</b>	<b>86,3</b>	<b>84,9</b>	<b>,002</b>
75	<b>Gerät Nr. 3: K 5 zu K 6</b>	<b>85,8</b>	<b>84,9</b>	<b>,030</b>
76	K 1: Gerät Nr. 1 zu Gerät Nr. 2	85,2	85,4	,422
77	K 1: Gerät Nr. 1 zu Gerät Nr. 3	85,2	84,7	,051
78	<b>K 1: Gerät Nr. 2 zu Gerät Nr. 3</b>	<b>85,4</b>	<b>84,7</b>	<b>,049</b>
79	K 2: Gerät Nr. 1 zu Gerät Nr. 2	85,3	85,5	,504
80	K 2: Gerät Nr. 1 zu Gerät Nr. 3	85,3	85,4	,777
81	K 2: Gerät Nr. 2 zu Gerät Nr. 3	85,5	85,4	,777
82	K 3: Gerät Nr. 1 zu Gerät Nr. 2	86,3	85,7	,130
83	K 3: Gerät Nr. 1 zu Gerät Nr. 3	86,3	85,6	,121
84	K 3: Gerät Nr. 2 zu Gerät Nr. 3	85,7	85,6	,896
85	<b>K 4: Gerät Nr. 1 zu Gerät Nr. 2</b>	<b>86,5</b>	<b>85,5</b>	<b>,012</b>
86	K 4: Gerät Nr. 1 zu Gerät Nr. 3	86,5	86,3	,210
87	<b>K 4: Gerät Nr. 2 zu Gerät Nr. 3</b>	<b>85,5</b>	<b>86,3</b>	<b>,043</b>
88	<b>K 5: Gerät Nr. 1 zu Gerät Nr. 2</b>	<b>86,5</b>	<b>85,6</b>	<b>,018</b>
89	K 5: Gerät Nr. 1 zu Gerät Nr. 3	86,5	85,8	,051
90	K 5: Gerät Nr. 2 zu Gerät Nr. 3	85,6	85,8	,534
91	<b>K 6: Gerät Nr. 1 zu Gerät Nr. 2</b>	<b>86,2</b>	<b>85,5</b>	<b>,007</b>
92	<b>K 6: Gerät Nr. 1 zu Gerät Nr. 3</b>	<b>86,2</b>	<b>84,9</b>	<b>,001</b>
93	<b>K 6: Gerät Nr. 2 zu Gerät Nr. 3</b>	<b>85,5</b>	<b>84,9</b>	<b>,006</b>

Ausführliche Darstellung der signifikanten Unterschiede zu Kapitel 7.1.2.

### Erhöhung des Massenträgheitsmomentes

**Tabelle: Statistische Analyse (t-Test) der signifikanten Unterschiede bei Erhöhung des Massenträgheitsmomentes bei Gerät Nr. 1 im Standardbetriebspunkt (K = Kupplungskombination)**

Fortlaufende Nr.	Beschreibung des Vergleichs	Mittelwert in dB(A)		Signifikanter Unterschied
		Parameter 1	Parameter 2	
94	Ausgangszustand bei günstigster K mit sechs 1 g Zusatzmassen bei günstigster K	84,2	85,3	,006
95	Ausgangszustand bei günstigster K mit sechs 2 g Zusatzmassen bei günstigster K	84,2	85,9	,054
96	Sechs 1 g Zusatzmassen bei günstigster K mit sechs 2 g Zusatzmassen bei günstigster K	85,3	85,9	,308
97	Ausgangszustand bei ungünstigster K mit sechs 1 g Zusatzmassen bei ungünstigster K	86,0	86,0	1,000
98	Ausgangszustand bei ungünstigster K mit sechs 2 g Zusatzmassen bei ungünstigster K	86,0	86,9	,016
99	Sechs 1 g Zusatzmassen bei ungünstigster K mit sechs 2 g Zusatzmassen bei ungünstigster K	86,0	86,9	,050
100	Ausgangszustand bei günstigster K mit Ausgangszustand bei ungünstigster K	84,2	86,0	,000
101	Sechs 1 g Zusatzmassen bei günstigster K mit sechs 1 g Zusatzmassen bei ungünstigster K	85,3	86,0	,003
102	Sechs 2 g Zusatzmassen bei günstigster K mit sechs 2 g Zusatzmassen bei ungünstigster K	85,9	86,9	,072

### Optimierung der Schmierung

**Tabelle: Statistische Analyse (t-Test) der signifikanten Unterschiede bei Optimierung der Schmierung bei Gerät Nr. 1 im Standardbetriebspunkt (K = Kupplungskombination)**

Fortlaufende Nr.	Beschreibung des Vergleichs	Mittelwert in dB(A)		Signifikanter Unterschied
		Parameter 1	Parameter 2	
103	Ausgangszustand bei stark reduzierten Schmierfilm mit optimierter Fettschmierung	86,7	85,6	,032
104	Ausgangszustand bei stark reduzierten Schmierfilm mit optimierter Ölschmierung	86,7	85,8	,016
105	Optimierte Fettschmierung mit optimierter Ölschmierung	85,6	85,8	,199

## Entkopplung und Kapselung der Geräte

Tabelle: Statistische Analyse (t-Test) der signifikanten Unterschiede in Folge einer Entkopplung und Kapselung der Geräte im Standardbetriebspunkt

Fortlaufende Nr.	Beschreibung des Vergleich	Mittelwert in dB(A)		Signifikanter Unterschied
		Parameter 1	Parameter 2	
106	Gerät Nr. 1: Ausgangszustand mit entkoppelter Bodenpartie	84,8	81,6	,001
107	Gerät Nr. 1: Ausgangszustand mit entkoppelter Bodenpartie sowie gekapselten Ständer	84,8	80,5	,000
108	Gerät Nr. 1: Ausgangszustand mit entkoppelter Bodenpartie sowie gekapselten Ständer, Messbehälter und Deckel	84,8	78,7	,000
109	Gerät Nr. 1: Entkoppelte Bodenpartie mit entkoppelter Bodenpartie sowie gekapselten Ständer	81,6	80,5	,001
110	Gerät Nr. 1: Entkoppelte Bodenpartie mit entkoppelter Bodenpartie sowie gekapselten Ständer, Messbehälter und Deckel	81,6	78,7	,000
111	Gerät Nr. 1: Entkoppelte Bodenpartie sowie gekapselten Ständer mit entkoppelter Bodenpartie sowie gekapselten Ständer, Messbehälter und Deckel	80,5	78,7	,000
112	Gerät Nr. 2: Ausgangszustand mit entkoppelter Bodenpartie	84,8	82,0	,001
113	Gerät Nr. 2: Ausgangszustand mit entkoppelter Bodenpartie sowie gekapselten Ständer	84,8	81,2	,002
114	Gerät Nr. 2: Ausgangszustand mit entkoppelter Bodenpartie sowie gekapselten Ständer, Messbehälter und Deckel	84,8	76,9	,001
115	Gerät Nr. 2: Entkoppelte Bodenpartie mit entkoppelter Bodenpartie sowie gekapselten Ständer	82,0	81,2	,048
116	Gerät Nr. 2: Entkoppelte Bodenpartie mit entkoppelter Bodenpartie sowie gekapselten Ständer, Messbehälter und Deckel	82,0	76,9	,003
117	Gerät Nr. 2: Entkoppelte Bodenpartie sowie gekapselten Ständer mit entkoppelter Bodenpartie sowie gekapselten Ständer, Messbehälter und Deckel	81,2	76,9	,001
118	Gerät Nr. 3: Ausgangszustand mit entkoppelter Bodenpartie	85,4	82,8	,003
119	Gerät Nr. 3: Ausgangszustand mit entkoppelter Bodenpartie sowie gekapselten Ständer	85,4	81,5	,002
120	Gerät Nr. 3: Ausgangszustand mit entkoppelter Bodenpartie sowie gekapselten Ständer, Messbehälter und Deckel	85,4	76,6	,006
121	Gerät Nr. 3: Entkoppelte Bodenpartie mit entkoppelter Bodenpartie sowie gekapselten Ständer	82,8	81,5	,008
122	Gerät Nr. 3: Entkoppelte Bodenpartie mit entkoppelter Bodenpartie sowie gekapselten Ständer, Messbehälter und Deckel	82,8	76,6	,010
123	Gerät Nr. 3: Entkoppelte Bodenpartie sowie gekapselten Ständer mit entkoppelter Bodenpartie sowie gekapselten Ständer, Messbehälter und Deckel	81,5	76,6	,023
124	Ausgangszustand: Gerät Nr. 1 mit Gerät Nr. 2	84,8	84,8	1,000
125	Ausgangszustand: Gerät Nr. 1 mit Gerät Nr. 3	84,8	85,4	,055
126	Ausgangszustand: Gerät Nr. 2 mit Gerät Nr. 3	84,8	85,4	,060
127	Entkoppelte Bodenpartie: Gerät Nr. 1 mit Gerät Nr. 2	81,6	82,0	,051
128	Entkoppelte Bodenpartie: Gerät Nr. 1 mit Gerät Nr. 3	81,6	82,8	,000
129	Entkoppelte Bodenpartie: Gerät Nr. 2 mit Gerät Nr. 3	82,0	82,8	,006
130	Entkoppelte Bodenpartie sowie gekapselter Ständer: Gerät Nr. 1 mit Gerät Nr. 2	80,5	81,2	,000
131	Entkoppelte Bodenpartie sowie gekapselter Ständer: Gerät Nr. 1 mit Gerät Nr. 3	80,5	81,5	,010
132	Entkoppelte Bodenpartie sowie gekapselter Ständer: Gerät Nr. 2 mit Gerät Nr. 3	81,2	81,5	,275
133	Entkoppelte Bodenpartie sowie gekapselter Ständer, Messbehälter und Deckel: Gerät Nr. 1 mit Gerät Nr. 2	78,7	76,9	,002
134	Entkoppelte Bodenpartie sowie gekapselter Ständer, Messbehälter und Deckel: Gerät Nr. 1 mit Gerät Nr. 3	78,7	76,6	,056
135	Entkoppelte Bodenpartie sowie gekapselter Ständer, Messbehälter und Deckel: Gerät Nr. 2 mit Gerät Nr. 3	76,9	76,6	,627

## Anhang C

Tabelle: Psychoakustische Parameter der Geräuschvarianten bei Gerät Nr. 3

Geräusch- variante	Psychoakustische Parameter					
	Lautheit in soneGF (DIN 45631, 1997)	Lautstärke in phonGF (DIN 45631, 1997)	Schärfe in acum (DIN 45692, 2009)	Tonhaltigkeit in tu	Rauheit in asper	max. Schwan- kungsstärke in vacil
<b>A</b>	68,1	100,9	1,6	0,4	4,8	0,46
<b>B</b>	47,0	95,5	1,8	0,1	6,0	0,38
<b>C</b>	43,9	94,6	1,8	0,1	5,7	0,34
<b>D</b>	35,7	91,6	1,9	0,0	5,8	0,28
<b>E</b>	26,7	87,4	1,6	0,1	4,8	0,28
<b>F</b>	17,0	80,9	1,1	0,3	3,2	0,26

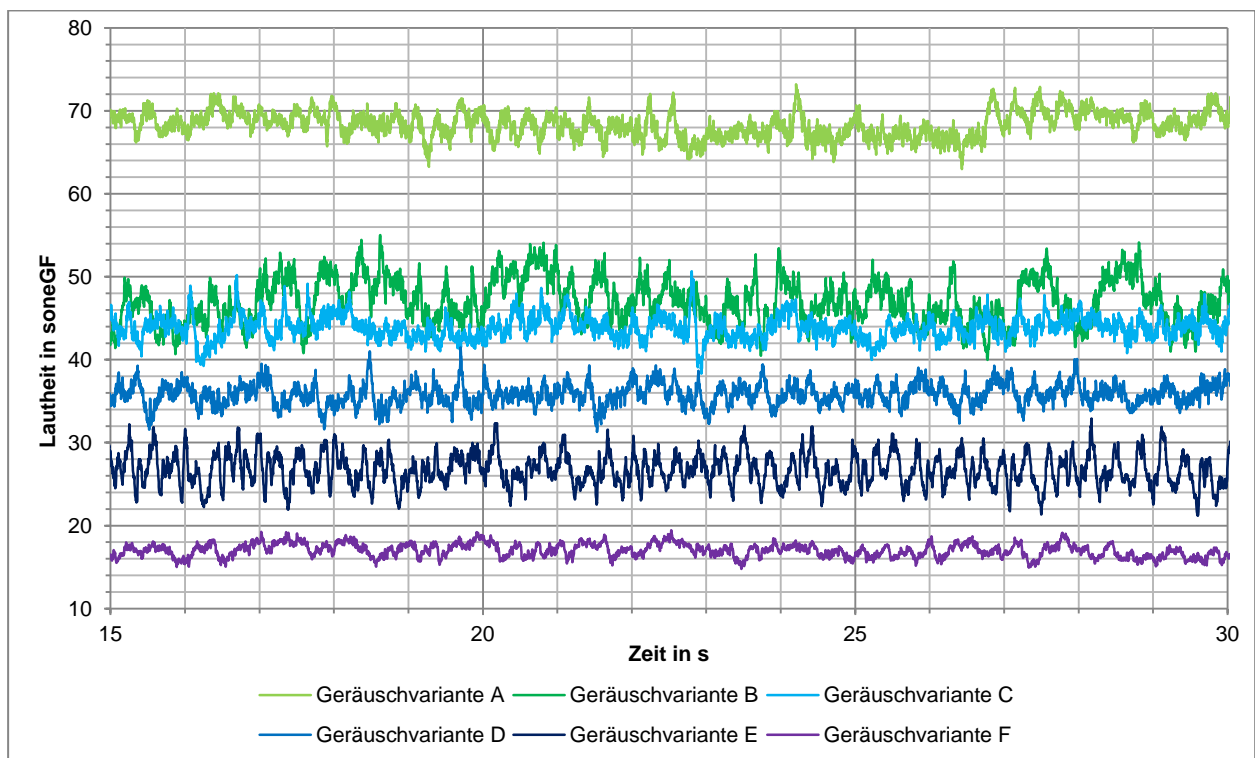
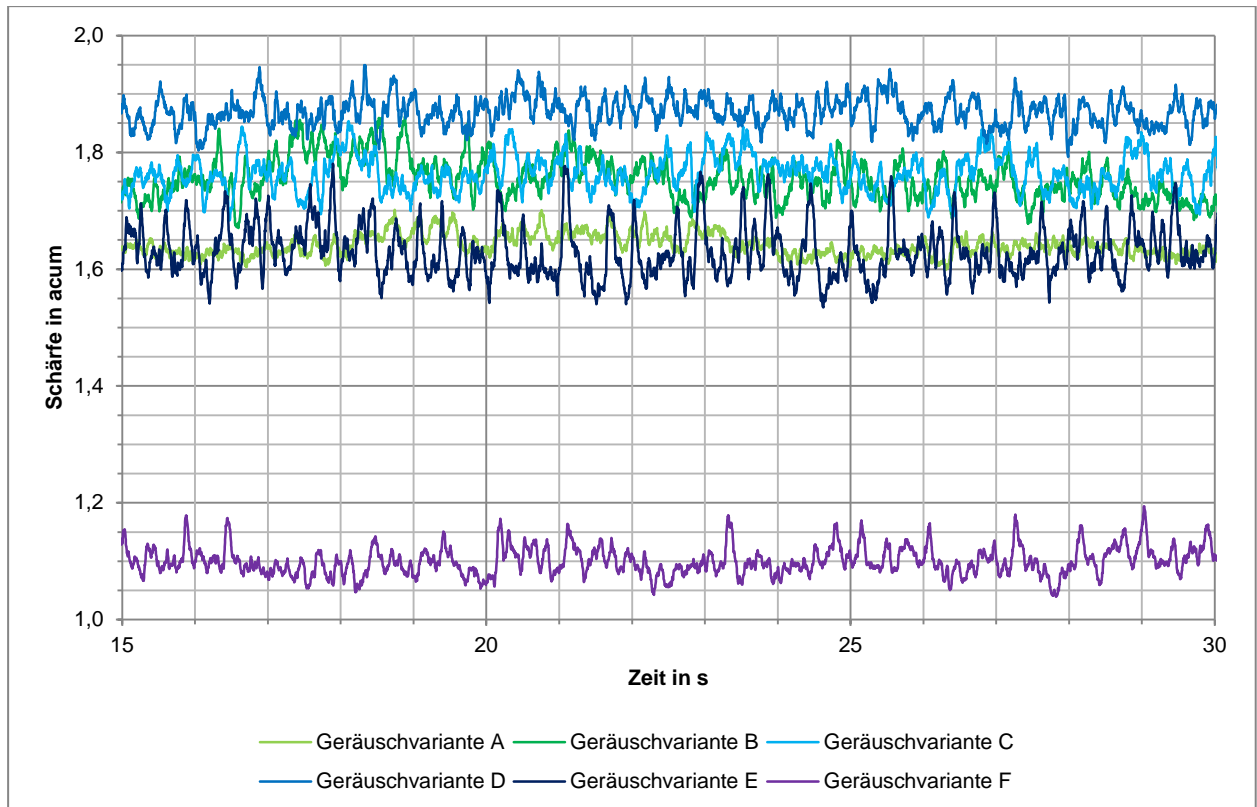
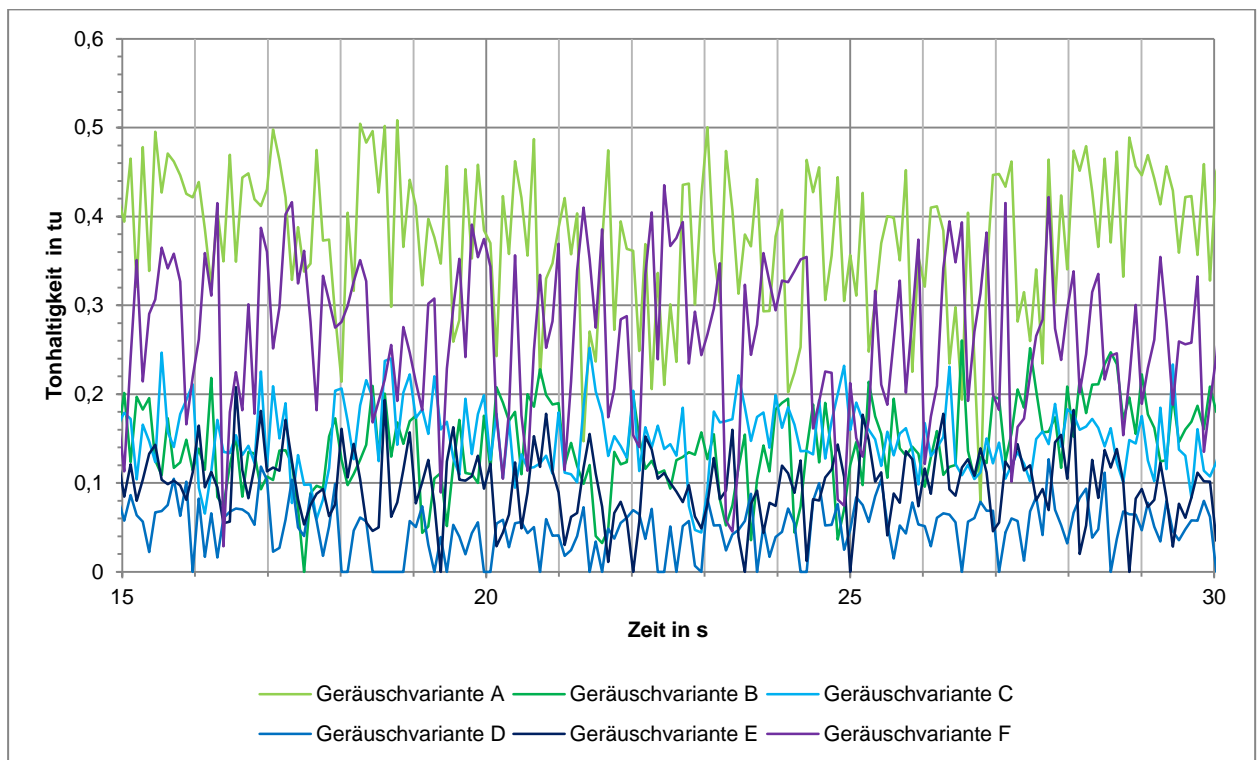


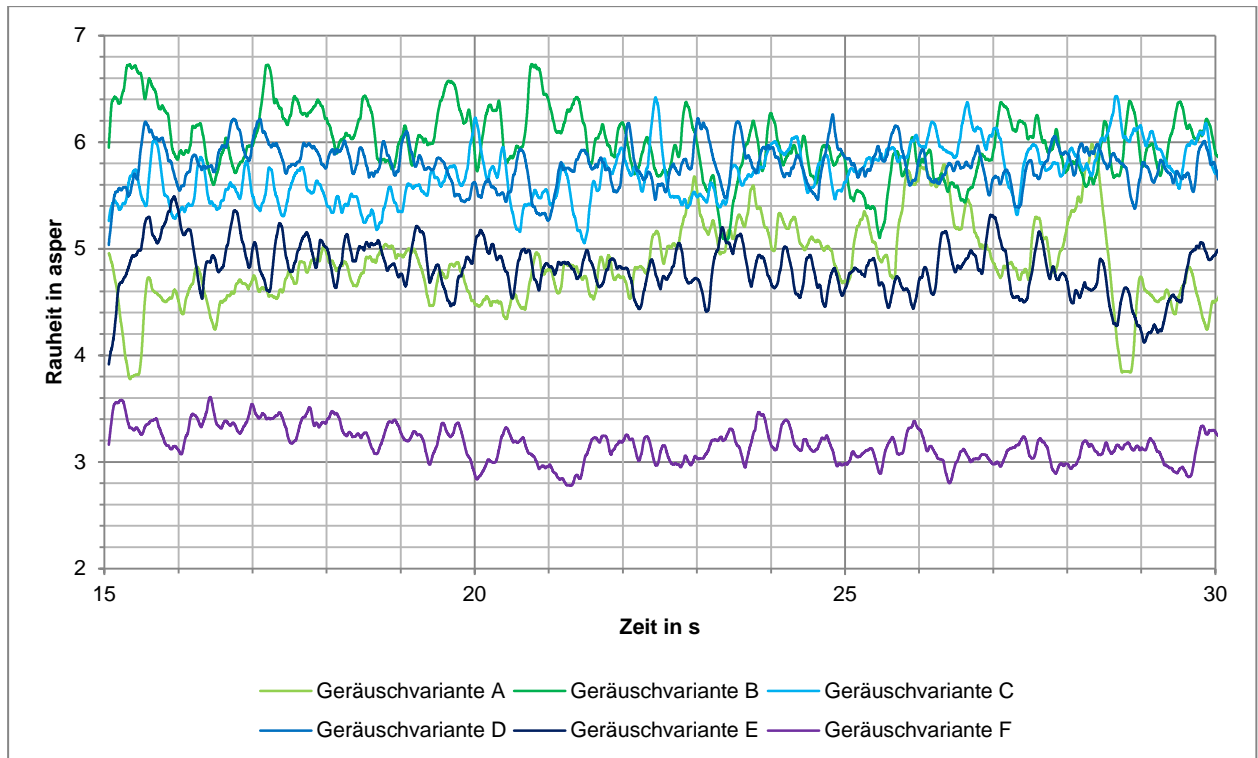
Abbildung: Lautheit nach (DIN 45631, 1997) der Geräuschvarianten bei Gerät Nr. 3 über ein Zeitfenster von 15 s



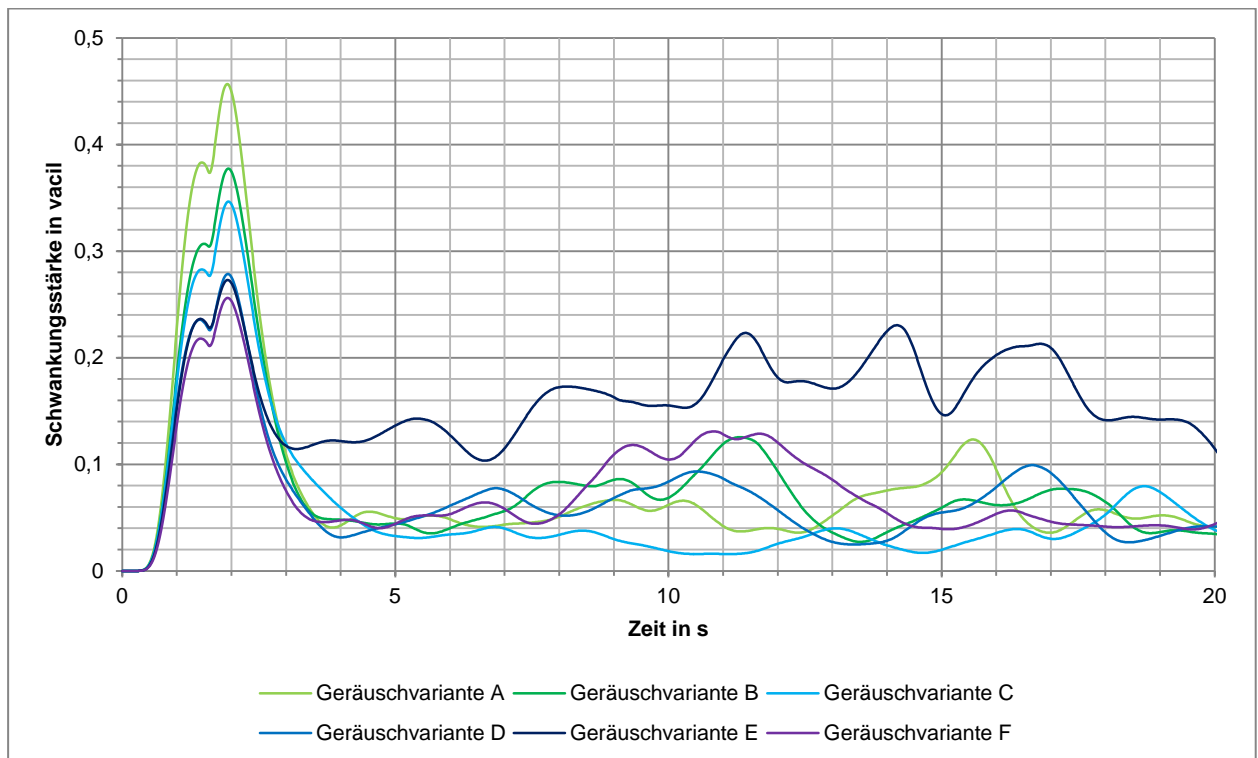
**Abbildung: Schärfe nach (DIN 45692, 2009) der Geräuschvarianten bei Gerät Nr. 3 über ein Zeitfenster von 15 s**



**Abbildung: Tonhaltigkeit der Geräuschvarianten bei Gerät Nr. 3 über ein Zeitfenster von 15 s**



**Abbildung: Rauheit der Geräuschvarianten bei Gerät Nr. 3  
über ein Zeitfenster von 15 s**



**Abbildung: Schwankungsstärke der Geräuschvarianten bei Gerät Nr. 3  
über ein Zeitfenster von 15 s**

## Anhang D

Ausführliche Darstellung der signifikanten Unterschiede zu Kapitel 7.4.1.

**Tabelle: Statistische Analyse (t-Test) der dominanten Leistungsdichtefrequenz anhand der Mittelwerte während der Ruhephasen an der Elektrodenposition Central-Parietal (n = 19)**

Fortlaufende Nr.	Beschreibung des Vergleichs	Mittelwert in $\mu V^2/Hz$		Signifikanter Unterschied
		Parameter 1	Parameter 2	
136	10,3 Hz: Ruhephase 1 mit Ruhephase 2	5,6	3,8	,292
137	10,3 Hz: Ruhephase 1 mit Ruhephase 3	5,6	4,0	,370
138	10,3 Hz: Ruhephase 2 mit Ruhephase 3	3,8	4,0	,585
139	10,9 Hz: Ruhephase 1 mit Ruhephase 2	2,7	4,2	,153
140	10,9 Hz: Ruhephase 1 mit Ruhephase 3	2,7	4,6	,093
141	10,9 Hz: Ruhephase 2 mit Ruhephase 3	4,2	4,6	,334
142	<b>Ruhephase 1: 10,3 Hz mit 10,9 Hz</b>	<b>5,6</b>	<b>2,7</b>	<b>,047</b>
143	Ruhephase 2: 10,3 Hz mit 10,9 Hz	3,8	4,2	,799
144	Ruhephase 3: 10,3 Hz mit 10,9 Hz	4,0	4,6	,747

Ausführliche Darstellung der signifikanten Unterschiede zu Kapitel 7.4.2.1.

**Tabelle: Statistische Analyse (t-Test) anhand der dominanten Leistungsdichte während der Geräuschmatrix an der Elektrodenposition Frontal 3 (n = 19)**

Fortlaufende Nr.	Beschreibung des Vergleichs	Mittelwert in $\mu V^2/Hz$		Signifikanter Unterschied
		Parameter 1	Parameter 2	
145	10,8 Hz: Ruhephase 1 mit Ruhephase 2	3,5	3,2	,303
146	<b>10,8 Hz: Ruhephase 1 mit Ruhephase 3</b>	<b>3,5</b>	<b>2,6</b>	<b>,037</b>
147	10,8 Hz: Ruhephase 2 mit Ruhephase 3	3,2	2,6	,081

Ausführliche Darstellung der signifikanten Unterschiede zu Kapitel 7.4.2.2.

**Tabelle: Statistische Analyse (t-Test) anhand der dominanten Leistungsdichte für Versuchsperson A während der Geräuschmatrix an der Elektrodenposition Frontal 3**

Fortlaufende Nr.	Beschreibung des Vergleichs	Mittelwert in $\mu V^2/Hz$		Signifikanter Unterschied
		Parameter 1	Parameter 2	
148	Geräuschvariante B, 2. Messreihe: dominante Leistungsdichten bei Elektrodenposition Central-Parietal mit Frontal 3	5,6	2,2	,000
149	Geräuschvariante D, 2. Messreihe: dominante Leistungsdichten bei Elektrodenposition Central-Parietal mit Frontal 3	11,5	2,4	,000
150	Geräuschvariante E, 2. Messreihe: dominante Leistungsdichten bei Elektrodenposition Central-Parietal mit Frontal 3	10,4	1,8	,000

## Anhang D

151	dominante Leistungsdichten bei Elektrodenposition Central-Parietal, 2. Messreihe: Geräuschvariante B mit Geräuschvariante D	5,6	11,5	,003
152	dominante Leistungsdichten bei Elektrodenposition Central-Parietal, 2. Messreihe: Geräuschvariante B mit Geräuschvariante E	5,6	10,4	,015
153	dominante Leistungsdichten bei Elektrodenposition Central-Parietal, 2. Messreihe: Geräuschvariante D mit Geräuschvariante E	11,5	10,4	,611
154	dominante Leistungsdichten bei Elektrodenposition Frontal 3, 2. Messreihe: Geräuschvariante B mit Geräuschvariante D	2,2	2,4	,628
155	dominante Leistungsdichten bei Elektrodenposition Frontal 3, 2. Messreihe: Geräuschvariante B mit Geräuschvariante E	2,2	1,8	,345
156	dominante Leistungsdichten bei Elektrodenposition Frontal 3, 2. Messreihe: Geräuschvariante D mit Geräuschvariante E	2,4	1,8	,243

Ausführliche Darstellung der signifikanten Unterschiede zu Kapitel 7.4.2.3.

**Tabelle: Statistische Analyse (t-Test) anhand der dominanten Leistungsdichte für Versuchsperson B während der Geräuschmatrix an der Elektrodenposition Frontal 3**

Fortlaufende Nr.	Beschreibung des Vergleichs	Mittelwert in $\mu V^2/Hz$		Signifikanter Unterschied
		Parameter 1	Parameter 2	
157	Geräuschvariante B, 2. Messreihe: dominante Leistungsdichten bei Elektrodenposition Central-Parietal mit Frontal 3	17,0	16,4	,343
158	Geräuschvariante D, 2. Messreihe: dominante Leistungsdichten bei Elektrodenposition Central-Parietal mit Frontal 3	16,3	13,3	,083
159	<b>Geräuschvariante E, 2. Messreihe: dominante Leistungsdichten bei Elektrodenposition Central-Parietal mit Frontal 3</b>	<b>19,6</b>	<b>12,6</b>	<b>,003</b>
160	dominante Leistungsdichten bei Elektrodenposition Central-Parietal, 2. Messreihe: Geräuschvariante B mit Geräuschvariante D	17,0	16,3	,346
161	dominante Leistungsdichten bei Elektrodenposition Central-Parietal, 2. Messreihe: Geräuschvariante B mit Geräuschvariante E	17,0	19,6	,430
162	dominante Leistungsdichten bei Elektrodenposition Central-Parietal, 2. Messreihe: Geräuschvariante D mit Geräuschvariante E	16,3	19,6	,206
163	dominante Leistungsdichten bei Elektrodenposition Frontal 3, 2. Messreihe: Geräuschvariante B mit Geräuschvariante D	16,4	13,3	,060
164	dominante Leistungsdichten bei Elektrodenposition Frontal 3, 2. Messreihe: Geräuschvariante B mit Geräuschvariante E	16,4	12,6	,136
165	dominante Leistungsdichten bei Elektrodenposition Frontal 3, 2. Messreihe: Geräuschvariante D mit Geräuschvariante E	13,3	12,6	,903



## Anhang E

Ausführliche Darstellung der signifikanten Unterschiede zu Kapitel 7.5.

**Tabelle: Statistische Analyse (t-Test) anhand der Herzfrequenzen während der Geräuschmatrix**

Fortlaufende Nr.	Beschreibung des Vergleichs	Mittelwert in min <sup>-1</sup>		Signifikanter Unterschied
		Parameter 1	Parameter 2	
166	Ruhephase 1 mit Geräuschvariante B (1. Messreihe)	65,1	67,5	,001
167	Ruhephase 1 mit Geräuschvariante D (1. Messreihe)	65,1	68,1	,001
168	Ruhephase 1 mit Geräuschvariante E (1. Messreihe)	65,1	68,9	,000
169	Ruhephase 1 mit Ruhephase 2	65,1	66,3	,168
170	Ruhephase 1 mit Geräuschvariante B (2. Messreihe)	65,1	69,3	,000
171	Ruhephase 1 mit Geräuschvariante D (2. Messreihe)	65,1	69,4	,000
172	Ruhephase 1 mit Geräuschvariante E (2. Messreihe)	65,1	68,4	,001
173	Ruhephase 1 mit Ruhephase 3	65,1	67,3	,040
174	Geräuschvariante B (1. Messreihe) mit Geräuschvariante D (1. Messreihe)	67,6	68,1	,097
175	Geräuschvariante B (1. Messreihe) mit Geräuschvariante E (1. Messreihe)	67,6	68,9	,030
176	Geräuschvariante B mit Ruhephase 2	67,6	66,3	,097
177	Geräuschvariante B (1. Messreihe) mit Geräuschvariante B (2. Messreihe)	67,6	69,3	,026
178	Geräuschvariante B (1. Messreihe) mit Geräuschvariante D (2. Messreihe)	67,6	69,4	,042
179	Geräuschvariante B (1. Messreihe) mit Geräuschvariante E (2. Messreihe)	67,6	68,4	,336
180	Geräuschvariante B (1. Messreihe) mit Ruhephase 3	67,6	67,3	,809
181	Geräuschvariante D (1. Messreihe) mit Geräuschvariante E (1. Messreihe)	68,1	68,9	,084
182	Geräuschvariante D (1. Messreihe) mit Ruhephase 2	68,1	66,3	,002
183	Geräuschvariante D (1. Messreihe) mit Geräuschvariante B (2. Messreihe)	68,1	69,3	,075
184	Geräuschvariante D (1. Messreihe) mit Geräuschvariante D (2. Messreihe)	68,1	69,4	,077
185	Geräuschvariante D (1. Messreihe) mit Geräuschvariante E (2. Messreihe)	68,1	68,4	,747
186	Geräuschvariante D (1. Messreihe) mit Ruhephase 3	68,1	67,3	,294
187	Geräuschvariante E (1. Messreihe) mit Ruhephase 2	68,9	66,3	,000
188	Geräuschvariante E (1. Messreihe) mit Geräuschvariante B (2. Messreihe)	68,9	69,3	,341
189	Geräuschvariante E (1. Messreihe) mit Geräuschvariante D (2. Messreihe)	68,9	69,4	,359
190	Geräuschvariante E (1. Messreihe) mit Geräuschvariante E (2. Messreihe)	68,9	68,4	,376
191	Geräuschvariante E (1. Messreihe) mit Ruhephase 3	68,9	67,3	,020
192	Ruhephase 2 mit Geräuschvariante B (2. Messreihe)	66,3	69,3	,000
193	Ruhephase 2 mit Geräuschvariante D (2. Messreihe)	66,3	69,4	,000
194	Ruhephase 2 mit Geräuschvariante E (2. Messreihe)	66,3	68,4	,000
195	Ruhephase 2 mit Ruhephase 3	66,3	67,3	,136
196	Geräuschvariante B (2. Messreihe) mit Geräuschvariante D (2. Messreihe)	69,3	69,4	,823
197	Geräuschvariante B (2. Messreihe) mit Geräuschvariante E (2. Messreihe)	69,3	68,4	,243

## Anhang E

---

198	Geräuschvariante B (2. Messreihe) mit Ruhephase 3	69,3	67,3	,016
199	Geräuschvariante D (2. Messreihe) mit Geräuschvariante E (2. Messreihe)	69,4	68,4	,025
200	Geräuschvariante D (2. Messreihe) mit Ruhephase 3	69,4	67,3	,009
201	Geräuschvariante E (2. Messreihe) mit Ruhephase 3	68,4	67,3	,083